

Aus der Klinik für Strahlenheilkunde  
Direktor: Prof. Dr. Dr. h.c. R. Felix  
Charité Campus Virchow-Klinikum  
Medizinische Fakultät der Humboldt-Universität zu Berlin

---

# **Über die Optimierung von Waveletalgorithmen für die verlustbehaftete Kompression digitaler Röntgenbilddaten**

Dem Fachbereich Charité  
der Humboldt-Universität zu Berlin

zur Erlangung der venia legendi vorgelegt

von Dr. med. Jens Ricke

Gutachter: 1. Prof. Dr. M. Prokop, Wien  
2. Prof. Dr. KJ Klose, Marburg.

Eingereicht: 30.06.2000

Datum der Habilitation: 29.05.2001

## **Abstract**

**Ziel:** Eine Optimierung medizinischer Bilddatenkompression. Evaluation des Einflusses unterschiedlicher Filter auf die Bildqualität waveletkomprimierter Röntgenbilder.

**Material und Methode:** Im Rahmen von Vorstudien Optimierung der digitalen Bildbefundung anhand von ROC-Analysen. Auswahl geeigneter Kompressionsverfahren durch methodischen und ROC-gestützten Vergleich von Wavelet- mit fraktaler und JPEG-Kompression. Im Rahmen der Hauptstudie ROC-basierter und statistischer Vergleich von 4 unterschiedlichen Waveletfiltern verschiedener Komplexität mittels Prüfkörper für niedrigfrequente, gemischt-frequente und hochfrequente Bildinformation im schwellenwertnahen Bereich.

**Ergebnisse:** Durch Einsatz unterschiedlicher Filter insbesondere im Niedrigfrequenzbereich entstehen signifikante Unterschiede des Rekonstruktionsergebnisses der Röntgenbilder. Trotz eines partiell uneinheitlichen Ergebnisses der visuellen Analyse fanden sich Vorteile für komplexere Filter. Für Details im hochfrequenten Bereich finden sich kaum signifikante Unterschiede.

**Schlußfolgerungen:** Die durch die ROC-Analyse erhobenen Ergebnisse korrelierten in keiner Weise mit den gleichzeitig mathematisch erhobenen PSNR-Werten. Ursache hierfür ist, daß die Reduktion des Bildrauschens durch die Waveletkompression in der PSNR als negative Einflußgröße abgebildet wird. Bei medizinischen Röntgenbildern führt jedoch die Minimierung des Bildrauschens zu einer erhöhten Erkennbarkeit von Details insbesondere im schwellenwertnahen Bereich. Entsprechend verbesserten sich die Ergebnisse der schwellenwertnah durchgeführten ROC-Analyse ungleichsinnig zu den PSNR-Werten. Eine detaillierte Beschreibung des Einflusses der Komplexität von Waveletfiltern auf die Rekonstruktionsqualität medizinischer Bilder findet sich im Diskussionsteil der Studie.

Schlagworte: Waveletkompression, Telemedizin, Digitale Radiographie, Monitorbefundung

**Aim:** Optimisation of medical image compression. Evaluation of wavelet-filters for wavelet-compression.

**Materials and methods:** Optimisation of image review applying ROC analysis. Analysis of medical image compression methods comparing wavelet-compression, fractal compression and JPEG by ROC analysis. Evaluation of 4 different wavelet-filters with different complexity applying phantoms for low frequency, high and mixed frequency information.

**Results:** Application of filters with different complexity results in significant variations in the quality of image reconstruction after compression specifically in low frequency information. Filters of high complexity proved to be advantageous despite of heterogeneous results during visual analysis. For high frequency details, complexity of filters did not prove to be of significant impact on image quality after reconstruction.

**Conclusions:** Results of ROC analysis did not correspond with PSNR values. Reduction of image noise in reconstructed images by wavelet-filtering is expressed negatively in PSNR values. In medical images, reduction of image noise enhances detection specifically of low contrast details. A detailed discussion of the influence of filter complexity on the reconstruction quality of medical images can be found in the discussion section of the study.

Keywords: Wavelet Compression, Telemedicine, Digital Radiography, Monitor Review

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>EINLEITUNG</b>	<b>8</b>
<b>2</b>	<b>GRUNDLAGEN DER BILDDATENKOMPRESSION</b>	<b>12</b>
<b>2.1</b>	<b>WAVELETKOMPRESSION</b>	<b>12</b>
2.1.1	SIGNALTRANSFORMATION MITTELS DISKRETER WAVELET-TRANSFORMATION (DWT)	12
2.1.2	MULTISKALENANALYSE	17
2.1.3	QUANTISIERUNG	20
2.1.4	KODIERUNG	21
<b>2.2</b>	<b>FRAKTALE KOMPRESSION</b>	<b>22</b>
<b>2.3</b>	<b>JPEG – JOINT PHOTOGRAPHIC EXPERT GROUP</b>	<b>23</b>
<b>2.4</b>	<b>VORARBEITEN: ENTWICKLUNGSUMGEBUNG</b>	<b>25</b>
2.4.1	BILDFORMAT DICOM	26
2.4.2	ZWISCHENSPEICHERUNG DIGITALER RADIOLOGISCHER BILDDATEN	27
2.4.3	BILDVERARBEITUNG UND BILDANSICHT MIT DER EIGENENTWICKLUNG VIEWMED	31
2.4.4	VORSTUDIE: EVALUATION GEEIGNETER BETRACHTUNGSMONITORE: GRAUSTUFENMONITOR VERSUS FARBRÖHRENMONITOR UND LC-DISPLAY	34
<b>2.5</b>	<b>VORSTUDIE: DETEKTION VON NIEDRIGFREQUENZDETAILS MIT WAVELET-, FRAKTALER UND JPEG KOMPRESSION</b>	<b>45</b>
2.5.1	ZIEL DER VORSTUDIE	45
2.5.2	MATERIAL UND METHODIK	46
2.5.3	ERGEBNISSE	49
2.5.4	DISKUSSION	55

2.5.5	SCHLUßFOLGERUNGEN	62
-------	-------------------	----

### **3 MATERIAL UND METHODE** **64**

---

#### **3.1 BILDMATERIAL** **64**

3.1.1	PHANTOME FÜR DIGITALE RADIOGRAPHIEN (DR)	64
-------	--	----

3.1.2	PHANTOM FÜR COMPUTERTOMOGRAPHIEN (CT)	70
-------	---------------------------------------	----

#### **3.2 VORBEREITUNG DER KOMPRESSION** **72**

3.2.1	KOMPRESSIONSALGORITHMUS	72
-------	-------------------------	----

3.2.2	KONVERSION DER DATEIFORMATE	72
-------	-----------------------------	----

#### **3.3 FILTERAUSWAHL** **73**

3.3.1	BICDF 5.3	73
-------	-----------	----

3.3.2	BICDF 9.7	74
-------	-----------	----

3.3.3	BIVIL 18.10	74
-------	-------------	----

3.3.4	BICOIF 22.14	74
-------	--------------	----

#### **3.4 ERHEBUNG GEEIGNETER KOMPRESSIONS RATEN FÜR DIE ROC-ANALYSE** **75**

#### **3.5 VISUALISIERUNGSUMGEBUNG** **76**

3.5.1	VISUALISIERUNGSSOFTWARE	76
-------	-------------------------	----

3.5.2	HARDWAREINSTALLATION UND EICHUNG DES MONITORS	76
-------	---	----

#### **3.6 DATENERHEBUNG** **77**

3.6.1	ROC-ANALYSE	77
-------	-------------	----

3.6.2	QUANTITATIVE ANALYSE	78
-------	----------------------	----

3.6.3	SIGNAL-RAUSCH-VERHÄLTNIS	78
-------	--------------------------	----

3.6.4	SUBTRAKTIONSAUFNAHMEN	78
-------	-----------------------	----

3.6.5	STATISTIK	79
-------	-----------	----

### **4 ERGEBNISSE** **80**

---

<b>4.1</b>	<b>PHANTOM „LUNGENRUNDHERDE“</b>	<b>80</b>
4.1.1	QUANTITATIVE KOMPRESSIONSERGEBNISSE	80
4.1.2	SIGNAL-RAUSCH-VERHÄLTNIS	80
4.1.3	ROC-ANALYSE	80
4.1.4	STATISTISCHE ANALYSE	81
<b>4.2</b>	<b>PHANTOM „INTERSTITIELLE PNEUMONIE“</b>	<b>86</b>
4.2.1	QUANTITATIVE KOMPRESSIONSERGEBNISSE	86
4.2.2	SIGNAL-RAUSCH-VERHÄLTNIS	86
4.2.3	ROC-ANALYSE	86
4.2.4	STATISTISCHE ANALYSE	86
<b>4.3</b>	<b>PHANTOM „PNEUMOTHORAX“</b>	<b>92</b>
4.3.1	QUANTITATIVE KOMPRESSIONSERGEBNISSE	92
4.3.2	SIGNAL-RAUSCH-VERHÄLTNIS	92
4.3.3	ROC-ANALYSE	92
4.3.4	STATISTISCHE ANALYSE	92
<b>4.4</b>	<b>PHANTOM „CT RAUMFORDERUNGEN“</b>	<b>98</b>
4.4.1	QUANTITATIVE KOMPRESSIONSERGEBNISSE	98
4.4.2	SIGNAL-RAUSCH-VERHÄLTNIS	98
4.4.3	ROC-ANALYSE	98
4.4.4	STATISTISCHE ANALYSE	98
<b>4.5</b>	<b>SUBTRAKTIONSAUFNAHMEN</b>	<b>104</b>
<b>5</b>	<b>DISKUSSION</b>	<b>105</b>
<b>5.1</b>	<b>METHODIK</b>	<b>107</b>
5.1.1	PHANTOME	107
5.1.2	EIGENSCHAFTEN DIGITALER RADIOGRAPHIEN VERSUS COMPUTERTOMOGRAPHIEN	109

5.1.3	WAVELET-ALGORITHMUS	111
5.1.4	FILTERSELEKTION	111
5.1.5	PRINZIP DER ROC-ANALYSE	113
<b>5.2</b>	<b>ERGEBNISSE</b>	<b>114</b>
5.2.1	FILTERBEWERTUNG	114
5.2.2	PSNR ZUR MATHEMATISCHEN BEWERTUNG DER KOMPRESSIONSQUALITÄT	121
<b>5.3</b>	<b>SYNOPSIS DER WICHTIGSTEN ERGEBNISSE</b>	<b>123</b>
<b>6</b>	<b>LITERATUR</b>	<b>125</b>

---

# 1 Einleitung

Für die Implementierung digitaler Krankenhausinfrastrukturen sind insbesondere die Speicherung und Verteilung der durch die bildgebenden Modalitäten generierten extensiven Bilddatenmengen problematisch. So kann die Datenmenge einer digitalen Röntgenaufnahme die Größe des zugehörigen schriftlichen Befundes leicht um den Faktor 1000 übersteigen. Selbst unter der Voraussetzung weiterhin sinkender Kosten für Speichermedien bleiben Kapazitätsprobleme der Netzwerkanbindung bestehen; dies betrifft insbesondere Krankenhäuser, die nicht initial unter Einplanung von Krankenhausnetzwerken gebaut wurden, so daß eine entsprechende Aufrüstung hohe Investitionen verlangt, wenn nutzerfreundliche Datentransferraten geschaffen werden sollen. Eine weitere Schwierigkeit entsteht, wenn Bilddaten beispielsweise im Rahmen einer elektronischen Patientenakte oder bei Nutzung eines telemedizinischen Dienstes krankenhausextern transferiert werden sollen. Die übliche Netzwerktechnik sieht hohe Datenraten in der Regel nur in geschlossenen Nahbereichsnetzen (LAN – Local Area Network) vor, wohingegen Kommunikation außerhalb des Nahbereichs (WAN – Wide Area Network) regelhaft nur über Netze mit beschränkten Kapazitäten wie ISDN, GSM oder Internet möglich ist [7, 52, 55, 59, 60, 62]. Aus den genannten Gründen ist eine effiziente Bilddatenkompression in der Medizin von hohem praktischen Wert.

Außerhalb der Medizin haben insbesondere die Erfordernisse des Internet zu intensiven Forschungsarbeiten an Bildkompressionsalgorithmen geführt. Verlustlose Bildkompressionsalgorithmen bewirken die vollständige Rekonstruktion des Ausgangsbildes, erreichen jedoch auch unter idealen Bedingungen nur eine Kompressionsrate  $< 1:3$  [23]. Höhere Kompressionsraten werden nur von



verlustbehafteten Algorithmen generiert, die für den medizinischen Bereich keine sichere Vorhersage hinsichtlich eines möglichen Verlustes diagnostisch relevanter Information erlauben. Prinzipiell ist der Einsatz verlustbehafteter Algorithmen für radiologische Bilder trotzdem möglich [1, 35, 46].

Bisher wurde für den medizinischen Bereich nur JPEG (Joint Photographic Expert Group) durch das DICOM Komitee akzeptiert. Eine Reihe von Arbeitsgruppen haben deutliche Entwicklungspotentiale insbesondere für waveletbasierte und mit Einschränkungen für fraktale Kompression bewiesen [21, 22, 23, 24, 47, 56]. Die diskrete Wavelettransformation (DWT) hat mittlerweile eine zentrale Rolle in der experimentellen Bilddatenkompression eingenommen und unter anderem Eingang in das Projekt „JPEG 2000“ zur Entwicklung eines internationalen Bildkompressionsstandards gefunden. Diese zentrale Rolle wurde auch in einer eigenen Vorstudie zu der hier vorliegenden Arbeit bestätigt (siehe Kap. 2.4). Wavelets haben sich insbesondere bei der Einzelbildtransformation in Verbindung mit speziellen, angepassten Kodierungstechniken als besonders leistungsfähig erwiesen. Das Bildsignal wird mit Hilfe von Faltungs- und Unterabtastungsoperationen in einen dyadisch strukturierten Baum von Teilbändern zerlegt. Es resultiert eine Dekorellation und Energiekompaktifizierung des Signals. Die Teilbandzerlegung erlaubt unter anderem eine Orts-/Frequenzlokalisierung, die der Charakteristik natürlicher Bilder entspricht und skaleninvariante Eigenschaften der Bildsignale aufdeckt. Wie in der Transformationskodierung üblich wird ein visuell vermeintlich irrelevanter Informationsanteil mit Hilfe einer nachgeschalteten Quantisierung entfernt. Der erzeugte Datenstrom wird abschließend in einer Entropiekodierung verlustfrei von statistischen Redundanzen befreit. Die Bildrekonstruktion wird in umgekehrter Folge durchgeführt.

Neben Modifikationen der Quantisierung oder der Kodierung ist die Modifikation der zur Dekorrelation und Rekonstruktion des Signals eingesetzten Filter ein Ansatzpunkt für Bemühungen, die Effizienz von Waveletalgorithmen zu steigern. Als Standardfilter haben sich im Multimediabereich biorthogonale Filter durchgesetzt. Verbesserungsansätze zielen unter anderem auf Analysen der Stetigkeit der Wavelets sowie die Anzahl verschwindender Momente, wobei eine Verbesserung beider Faktoren mit einer zunehmenden Komplexität der Filter erkauft wird.

Üblicherweise wird die Leistungsfähigkeit eines Kompressionsalgorithmus mit mathematischen Methoden gemessen. Hier hat sich in der modernen Bildverarbeitung aufgrund ihrer einfachen Handhabung insbesondere die PSNR (pixel-signal-to-noise-ratio) durchgesetzt. Nachteil eines mathematischen Verfahrens zur Bewertung einer erzielten Bildqualität nach Kompression ist, daß weder die besonderen Eigenschaften der individuellen „analogen“ menschlichen Wahrnehmung noch spezielle medizinische Erfordernisse wie die Konzentration auf wenige, schwellenwertnahe Befunde Berücksichtigung finden [42, 75]. Darüber hinaus werden in der Regel Farbbilder wie Porträts oder Landschaften zur Evaluation von Kompressionsergebnissen eingesetzt, die sich in ihren Eigenschaften erheblich von radiologischen Bildern unterscheiden. Natürliche Bilder weisen ein überwiegend niedrigfrequentes Spektrum auf, in dem hochfrequente Information in der Regel eine nachgeordnete Rolle spielt. Bei Röntgenbildern kann sich dieses Verhältnis umkehren; in anderen Fällen wie z.B. beim Pneumothorax kann sich die kritische Detailinformation in einem überwiegend aus niedrigfrequenten Signalen bestehenden Bild auf wenige Signalamplituden beschränken. Zur Durchführung einer Studie zur Bildverarbeitung von radiologischen Bildern sind eine Reihe von Vorarbeiten notwendig, die insbesondere die Entwicklungsumgebung betreffen.

In Vorläuferprojekten wurde die notwendige Infrastruktur geschaffen, die die Akquisition und Zwischenspeicherung der Originalbilddaten aus den bildgebenden Systemen der Radiologie im medizinischen Bildstandard DICOM ermöglicht. Neben den entsprechenden Kommunikations- und Archivapplikationen wurde Software entwickelt, die sowohl die Visualisierung als auch die radiologische Nachverarbeitung von DICOM Dateien beherrscht. In einer Vorstudie zur Infrastruktur wurden abschließend unterschiedliche Monitorkonzepte anhand klinischer Kriterien miteinander verglichen.

In Vorbereitung der Hauptstudie zur Optimierung von Kompressionsalgorithmen für radiologische Anforderungen wurde in einer weiteren Vorstudie ein Waveletalgorithmus mit einem fraktalen Algorithmus und JPEG verglichen. Ziel war es, typische Effekte verlustbehafteter Bildkompression gemessen an radiologischen Kriterien zu definieren. Darüber hinaus sollten Rückschlüsse auf sinnvolle Modifikationen der Algorithmen ermöglicht werden. Im Ergebnis wurde unter anderem ein hohes Entwicklungspotential der Wavelettransformation deutlich, das die Anpassung der eingesetzten Filter an die besonderen Anforderungen radiologischer Bilder nahelegte.

Ziel der Hauptstudie war die Analyse potentieller Verbesserungen der Transformationsqualität eines Wavelet-Kompressionsalgorithmus bei Einsatz unterschiedlicher Filter. Vorrangig war insbesondere die Frage, ob zur Verbesserung der Rekonstruktionsqualität von radiologischen Bildern eine höhere Komplexität der Filter sinnvoll ist und welche visuellen Effekte hierdurch erzielt werden können. Die Erarbeitung der Ergebnisse sollte dabei nicht in erster Linie mathematischen Prinzipien folgen, sondern durch die Auswahl geeigneten Bildmaterials und geeigneter statistischer Methoden insbesondere medizinische und spezielle radiologische Erfordernisse berücksichtigen.

## **2 Grundlagen der Bilddatenkompression**

### **2.1 Waveletkompression**

Waveletalgorithmen zur Bilddatenkompression zeichnet die prinzipielle Unterteilung in drei Rechenschritte aus:

Multiskalenanalyse

Quantisierung der resultierenden Koeffizientenmatrix

Kodierung.

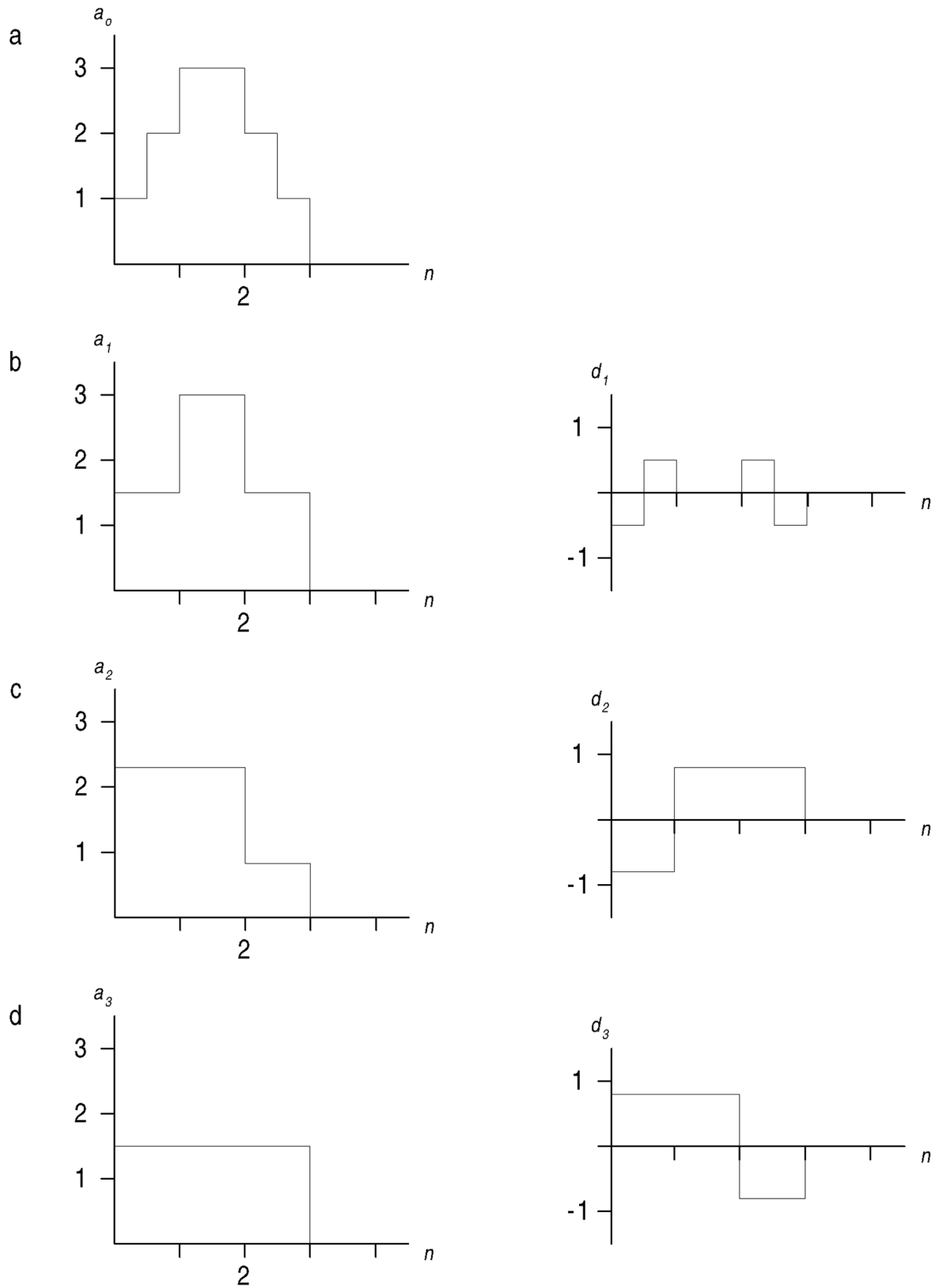
In der Regel generiert nur die Quantisierung einen Informationsverlust und ist damit üblicherweise Ansatzpunkt der verlustbehafteten Kompression.

#### **2.1.1 Signaltransformation mittels diskreter Wavelet-Transformation (DWT)**

Gegenüber der klassischen Signaltransformation wie beispielsweise der diskreten Cosinus Transformation (DCT), die in JPEG Verwendung findet, bietet die diskrete Wavelettransformation zusätzliche vorteilhafte Eigenschaften. Da die Wavelettransformation nicht mit festgelegten Kernen arbeitet, kann eine Auswahl aus Kernen mit unterschiedlichen Charakteristiken getroffen werden. Die Basisfunktionen sind im Ortsraum lokalisiert und ermöglichen damit eine räumliche Zuordnung von Koeffizienten. Die Auflösung im Frequenzbereich ist ungleichförmig und hinsichtlich der Tiefe frei wählbar. Zur Erläuterung des Prinzips der Signaltransformation mit Wavelets dient im Folgenden das bereits 1910 durch Haar beschriebene und nach ihm benannte Wavelet [30], das sich durch einen geringen Rechenaufwand bei allerdings geringer Leistungsfähigkeit auszeichnet. Konsequenterweise werden in der Regel für die

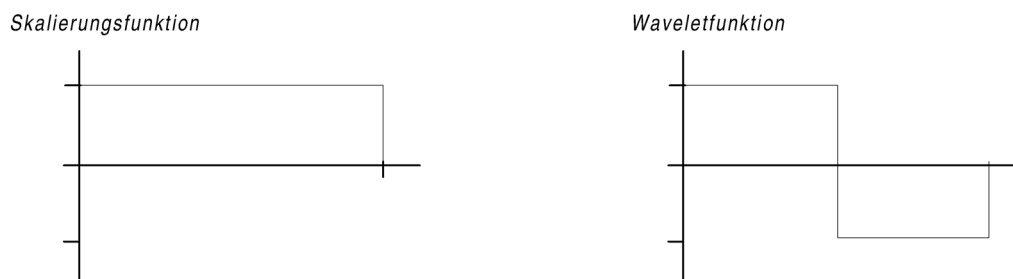
Bildverarbeitung komplexere Wavelets eingesetzt.

Abbildung 1a zeigt den Signalvektor  $a_0$  (1 2 3 3 2 1). Abbildung 1b-d demonstrieren Mittelungen des jeweils vorhergehenden Signals als Approximationssignal  $a_i$  mit dazugehörigem Detailsignal  $d_i$ . Für das Approximationssignal der ersten Stufe gilt  $a_1$  (1.5 1.5 3 3 1.5 1.5), für das Detailsignal der ersten Stufe als Differenz von Original- und Approximationssignal lautet  $d_1$  (-0.5 0.5 0 0 0.5 -0.5).



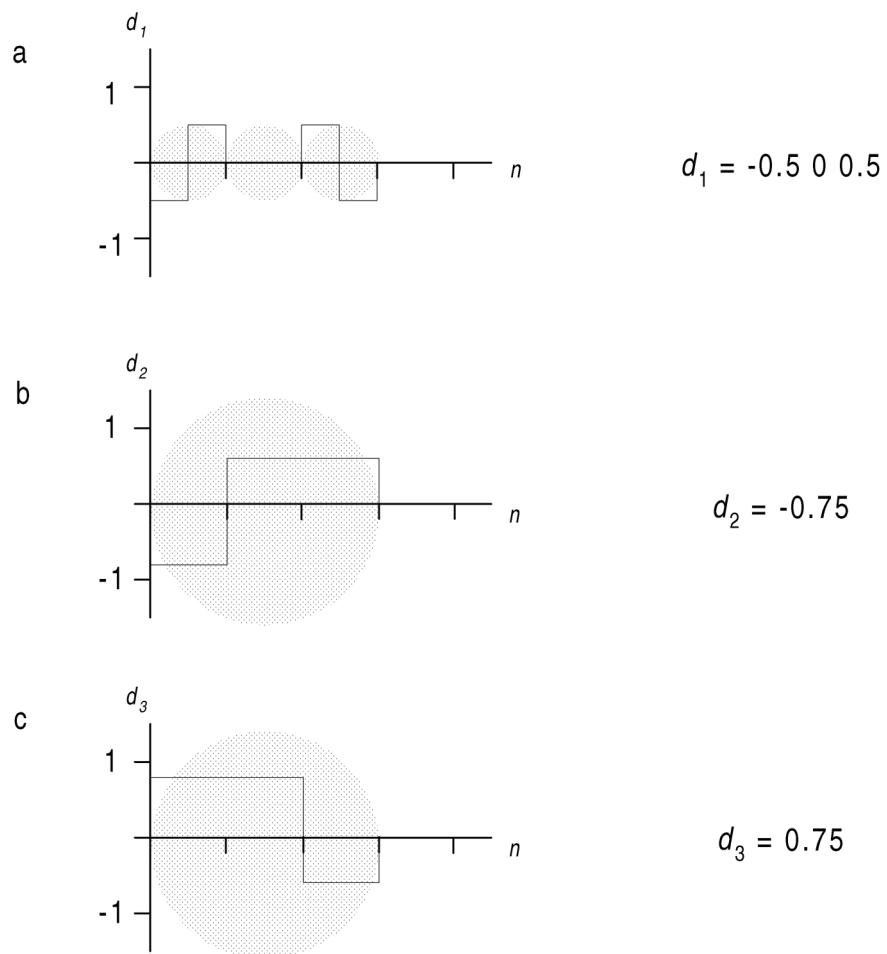
**Abbildung 1a-d: Signaltransformation am Beispiel eines Haar-Wavelets**  
 $a$  = Approximatonsignal,  $d$  = Detailsignal

Nach mehrfacher Zerlegung kann das Originalsignal umschrieben werden als die Summe aus einem Approximationssignal geringer Auflösung und den Detailsignalen der Zerlegungsstufen:  $a_0 = a_3 + d_1 + d_2 + d_3$ . Die erzielten Vektoren für die Approximationssignale wie auch die Vektoren der Detailsignale bestehen aus gegeneinander verschobenen Funktionen, die Skalierungs- (Approximationssignale) und Waveletfunktionen (Detailsignale) genannt werden. Die im Beispiel angezeigten Funktionen entsprechen den Basisfunktionen des Haar-Wavelets [Abb. 2].



**Abbildung 2: Skalierungs- und Waveletfunktion eines Haar-Wavelets**

In Kenntnis der Basisfunktion reduziert sich die für eine Bildkodierung notwendige Anzahl der Signalwerte je nach Auflösungsstufe [Abb. 3a-c]. Die Basisfunktion dient als Gewichtung der Signalwerte.



**Abbildung 3a-c: Reduzierte Anzahl von Signalwerten in Kenntnis der Basisfunktion  
(hier: Waveletfunktion des Haar-Wavelets, Abb. 2) für die Detailsignale  
(Vgl. Abb. 1a-d)**

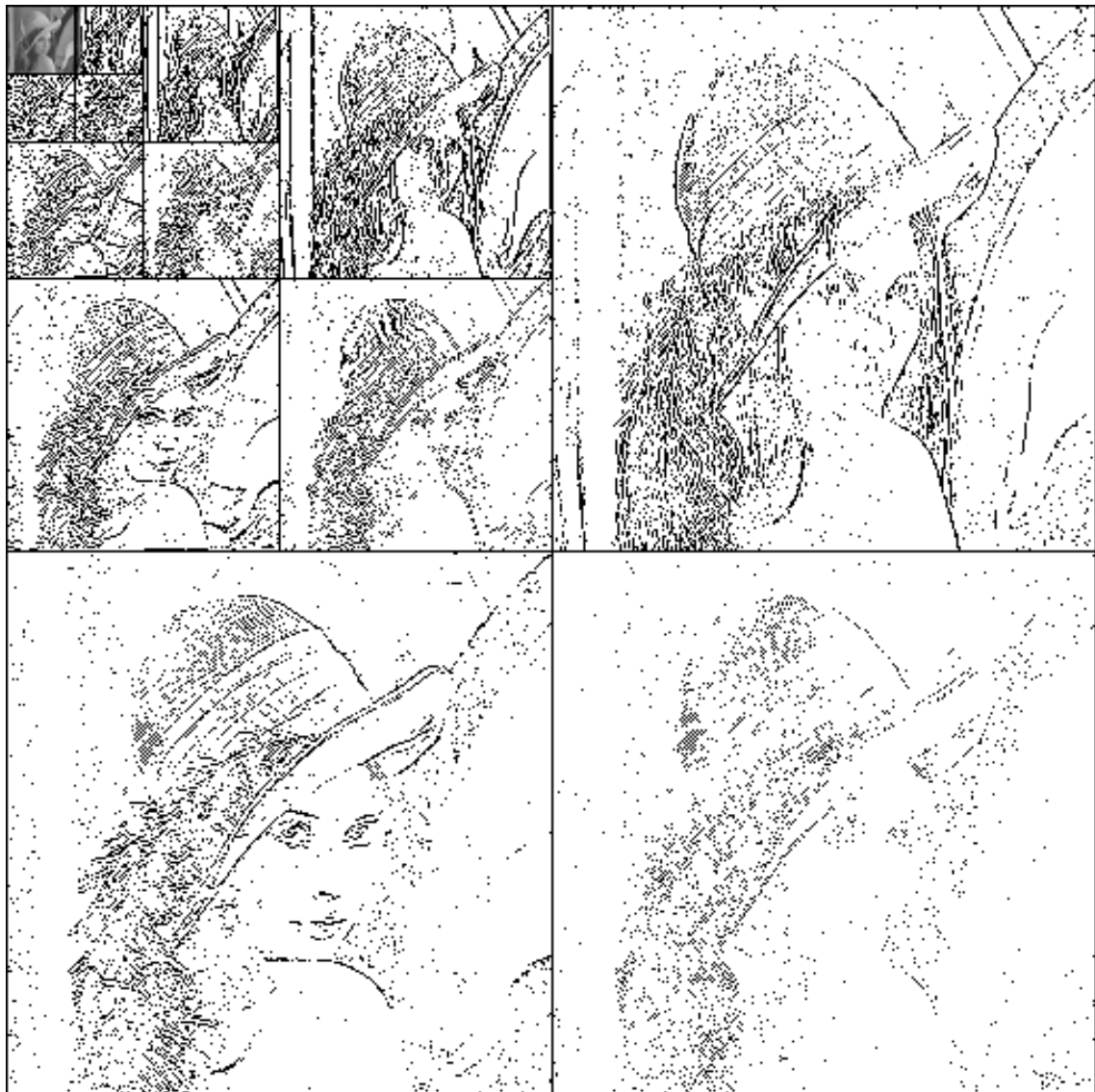


Die Basisfunktionen unterscheiden sich jeweils durch ihre Skalierung, stammen grundsätzlich aber von einer gemeinsamen Funktion, dem Mutterwavelet, ab. Alle Wavelets eines Transformationskerns entstehen durch Dehnung, Stauchung oder Verschiebung des Mutterwavelets.

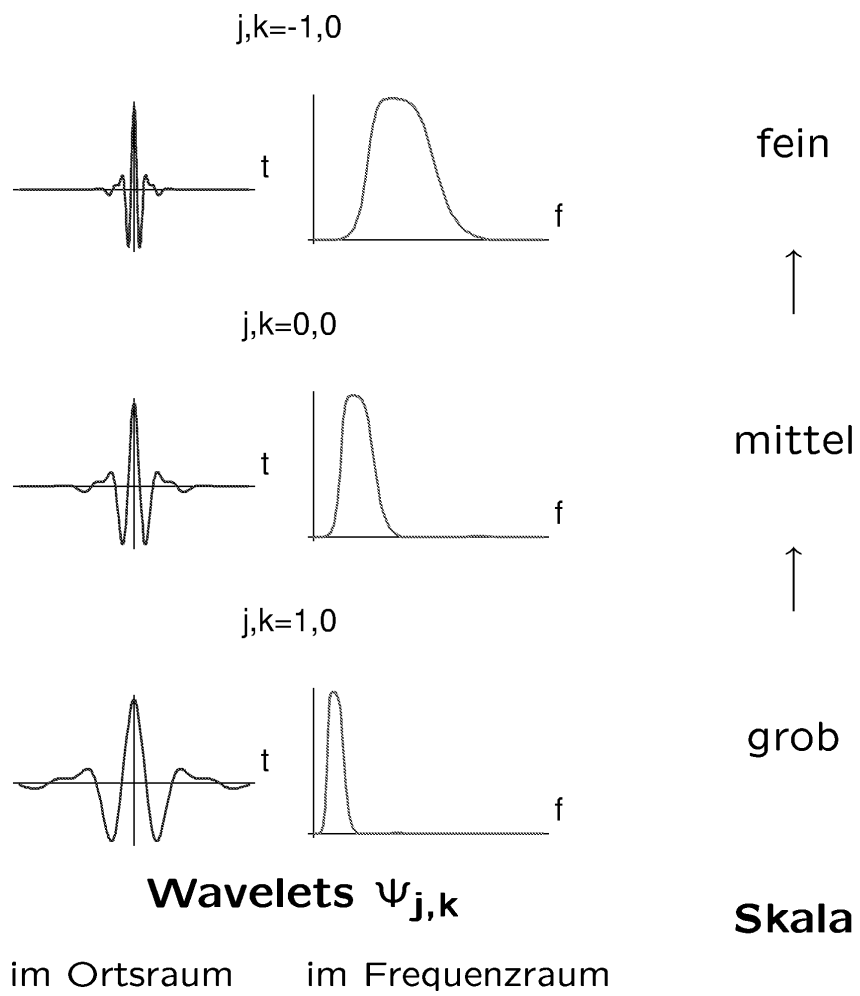
Die für die Waveletkompression eingesetzten Filterbänke folgen im Wesentlichen den Gesetzmäßigkeiten der Wavelettransformation. Üblicherweise werden Zwei-Kanal-Filterbänke verwendet, die ein Signal mittels eines Hoch- und eines Tiefpassfilters sowie einer anschließenden Unterabtastung in zwei Teilbandsignale zerlegen.

### **2.1.2 Multiskalenanalyse**

Die Multiskalenanalyse dient bei der Waveletkompression zur Dekorrelation der Signalwerte eines Bildes und deren Überführung in gewichtete Basisfunktionen (siehe 2.1.1). Die verwendete Filterbank muß sowohl die Zerlegung (synonym: Analyse) als auch die Rekonstruktion (synonym: Synthese) des Bildsignals gewährleisten. Ein komplementäres Paar eines Hoch- und Tiefpassfilters bricht während der Multiskalenanalyse iterativ die Tiefpassanteile des Bildes auf [Abb. 4], wobei die Dehnung des Wavelets zur Erfassung der nächst niedrig gelegenen Frequenzen durch eine Skalierungsfunktion definiert wird [Abb. 5]. Es resultiert mathematisch gesehen bei jeder Iteration ein Approximations- und ein Detailssignal, wobei das Approximationssignal weiter zerlegt wird [48, 79].



**Abb. 4: Tiefpassaufbruch des Testbildes „Lena“**



**Abb. 5: Grafische Darstellung von Wavelets im Orts- und Frequenzraum in verschiedenen Auflösungsstufen**

Die Wavelet-Transformation lässt sich technisch als eine Folge von Hoch- und Tiefpassfilterung mit anschließender Unterabtastung realisieren, die im Fall von 2-dimensionalen Bilddaten durch eine separable Implementierung horizontaler und vertikaler Bilddimensionen in eine Zerlegung von 4 Teilbändern resultiert. Diese Rechenoperation wird in variabler Häufigkeit auf dem tieffrequenten Teilband wiederholt. Aus der sukzessiven Tiefpassfilterung resultiert nach meist etwa 3 bis 5 Schritten ein einfarbiges Graubild mit einem nahezu konstanten Signalanteil ohne wesentliche Bildinformation. Zur Bildrekonstruktion wird eine inverse Transformation mit spiegelbildlichen Hoch- und Tiefpassfiltern durchgeführt [26].

### **2.1.3 Quantisierung**

Die aus der Wavelettransformation resultierende Koeffizientenmatrix wird einer Quantisierung unterworfen, bei der zur Erlangung der gewünschten Informationsverlustrate eine Approximation der Koeffizienten durchgeführt wird. Wichtigste Methoden sind die skalare und die Vektorquantisierung. Skalare Quantisierung beruht auf eindimensionaler Verarbeitung einzelner Signalwerte. Der Wertebereich des Signals wird in Intervalle aufgeteilt und allen Amplituden eines Intervalls ein einzelner Wert zugeordnet. Im Gegensatz hierzu erfolgt bei der Vektorquantisierung eine zwei- oder mehrdimensionale Verarbeitung, bei der zwei oder mehr Amplituden ein Signalvektor zugeordnet wird. Die einzelnen Vektoren werden durch eine eigens zugeordnete Nummer lokalisierbar. Die Bildrekonstruktion erfolgt durch einen definierten Rekonstruktionsvektor [27].

Für den neuen, waveletbasierten Kompressionsstandard JPEG 2000 ist eine indirekte Quantisierung vorgesehen. Nach einer durch sogenanntes „embedded Coding“ erzielten

Organisation irrelevanter Bildanteile bzw. Koeffizienten am Ende des Bitstroms können diese in variabler Länge entfernt werden. Ein eigener direkter Quantisierungsschritt entfällt.

#### **2.1.4 Kodierung**

Durch die abschließende, üblicherweise arithmetische Entropiekodierung wird der erzeugte Datenstrom verlustfrei von statistischen Redundanzen befreit. Kernelement moderner Kodierungen ist die Verknüpfung individueller Symbole mit der Wahrscheinlichkeit ihres Auftretens; so kann häufigen Symbolen ein kurzer Code, seltenen Symbolen ein längerer zugeordnet werden [76]. In der Praxis sind unterschiedliche Varianten von Kodierern gebräuchlich [16, 31, 44, 77, 87].

## 2.2 Fraktale Kompression

Fraktale Algorithmen kodieren Bilder in Form selbst-affiner Transformationen. Initial werden die Bilder in nicht überlappende Blöcke segmentiert (Domain-Blöcke). Für jeden definierten Block wird ein ähnlicher Bildausschnitt zur Approximation mit möglichst geringem Fehler gesucht. Die Bildausschnitte können beliebig skaliert, gespiegelt oder rotiert werden. Die redundante Bildinformation wird in ein System iterativer Funktionen umgesetzt. Die Parameter aller gefundenen Abbildungen werden quantisiert und kodiert. Zur Bildrekonstruktion dient neben den kodierten Parametern die Definition der verwendeten Domain-Blöcke [6, 21, 38].

Die Einstellung der Kompressionsrate bzw. der Qualitätsparameter für die verlustbehaftete Kompression beeinflusst abhängig vom jeweiligen Algorithmus die Quantisierung oder auch die Toleranzen der Approximation redundanter Bildinhalte und den Suchradius der fraktalen Routine. In der Praxis ergibt sich eine erhebliche Asymmetrie hinsichtlich des Rechenaufwandes für die Bildkompression und Bildrekonstruktion [21, 22].

## 2.3 JPEG – Joint Photographic Expert Group

Verlustbehaftetes JPEG („Baseline-JPEG“, im Gegensatz zum künftigen, waveletbasierten JPEG 2000 Standard) basiert ähnlich der Waveletkompression auf den drei Arbeitsschritten

- Transformation
- Quantisierung
- Kodierung

Transformation und Kodierung sind entgegen der Quantisierung weitgehend standardisiert. JPEG genießt im Multimediabereich weite Verbreitung und wird von den üblichen Softwareapplikationen unterstützt [19].

Im verlustbehafteten Modus nutzt JPEG die diskrete Cosinus Transformation (DCT) für die Signaldekorrelation und Überführung in Frequenzinformation. Die diskrete Cosinus Transformation ermöglicht keine räumliche Zuordnung der DCT-Koeffizienten. Um eine örtliche Zuordnung zu ermöglichen, wird das Ausgangsbild in Blöcke zu 8 x 8 Pixeln (auch 16 x 16) segmentiert und dann blockweise transformiert. In der resultierenden Koeffizientenmatrix wird der Durchschnittswert der 64 Pixel in die obere linke Ecke geschrieben (Gleichanteil: DC, direct current); die individuellen Werte folgen diagonal in ansteigender Wertigkeit (Wechselanteil: AC, alternate current). Im nächsten Schritt wird die Quantisierung der Koeffizientenmatrix entsprechend der gewünschten Kompressionsrate vollzogen. Die Quantisierungstabellen werden in den Bitstrom eingefügt, um eine korrekte Rekonstruktion zu ermöglichen. Durch die Segmentierung des Bildes in Blöcke kommt es bei starker Quantisierung zu Verzerrungen an den

Blockgrenzen, die als typische, sogenannte Blockartefakte imponieren. Die Entropiekodierung des Bitstroms und Elimination statistischer Redundanzen erfolgt in der JPEG Basisdefinition nach der Huffman Methode und generiert üblicherweise eine zusätzliche Datenkompression von etwa 1:2 [31].

Aufgrund der fehlenden Standardisierung der Quantisierung ist die Terminologie der Gesamtkompressionsraten unterschiedlicher JPEG Algorithmen uneinheitlich. Der theoretische Rechenaufwand für Kodierung und Rekonstruktion eines Bildes ist symmetrisch.



## **2.4 Vorarbeiten: Entwicklungsumgebung**

Entscheidend für die Durchführung von an digitalen Bilddaten orientierten Forschungsprojekten ist der Zugriff auf die Originalbilddaten der bildgebenden Modalitäten einer radiologischen Abteilung. In der überwiegenden Zahl radiologischer Abteilungen werden Röntgenaufnahmen an digital arbeitenden Systemen erstellt, im Anschluß jedoch als analoge Filmkopie befundet. Eine Netzwerkeinspeisung der digitalen Bilddaten erfolgt nur, wenn eine entsprechende Archiveinrichtung vorhanden ist oder ein zentraler Netzwerkdrucker angesteuert werden soll. Um den umfassenden Netzwerkzugriff auf die Daten der digitalen bildgebenden Modalitäten der eigenen Klinik zu ermöglichen, wurden in Vorläuferprojekten die notwendigen infrastrukturellen Voraussetzungen geschaffen und damit das vorliegende und andere Forschungsvorhaben erst möglich gemacht.

Im Folgenden werden die Teilkomponenten beschrieben, die als infrastrukturelle Voraussetzungen angesprochen werden müssen und, abgesehen vom Bildstandard und Hardwarekomponenten, in eigenen Forschungs- und Entwicklungsprojekten entstanden sind:

- ein Bildstandard für die Übertragung und Lesbarkeit digitaler Bilder
- ein PACS (Picture Archiving and Communication System, Bildarchiv) für die Zwischenspeicherung digitaler Daten
- Bildansichtssoftware zur Visualisierung und Nachverarbeitung digitaler Daten
- Bildansichtshardware zur Visualisierung und Evaluierung digitaler Bilddaten.

### **2.4.1 Bildformat DICOM**

Mit der Entwicklung digitaler bildgebender Modalitäten stellte sich zu Beginn der 80er Jahre die Frage einheitlicher Kommunikationsstandards. Durch die Verbindung des American College of Radiology (ACR) und der National Electrical Manufacturers Association (NEMA) entstand für die Punkt-zu-Punkt Verbindung zweier digitaler Modalitäten das ACR/NEMA Format. Zum heutigen Zeitpunkt findet sich ACR/NEMA in den Versionen 1.0 und 2.0 vorzugsweise noch bei älteren Computertomographen, die eine Speicherung insbesondere auf optischen Medien anbieten.

Als wesentliche Mängel von ACR/NEMA erwiesen sich die unzureichende Spezifikation des eigentlichen Bildformats sowie die fehlende Netzwerkfähigkeit des Standards. Die folgerichtige Weiterentwicklung des Standards mündete 1992 in die Veröffentlichung von DICOM 3.0 als neuem, aktuellem Industriestandard für radiologische Bilder. Auch am Bild beteiligte reale Objekte wie Patientenidentifikation, Geräteidentifikation oder die Untersuchungsart werden in DICOM abgebildet. Das Objektmodell ist modulierbar, um zukünftig auch nicht-radiologische medizinische Fachgebiete mit digitaler Bildgebung integrieren zu können.

Für die Integration von DICOM Dateien in Krankenhausinformationssysteme (KIS) sind gleichfalls entsprechende Datenfelder oder Objekte definiert. In der Praxis gründen die Schwierigkeiten der Umsetzung darauf, daß die üblichen Krankenhausinformationssysteme das Protokoll HL7 einsetzen und Integrationslösungen im Individualfall eigens implementiert werden müssen.

DICOM 3.0 definiert ein Protokoll zum Datenaustausch über Netzwerk. Dabei wird entweder ein auf dem ISO/OSI (International Standardisation Organisation)

Schichtenmodell aufbauendes Transportprotokoll oder aber TCP/IP (Transmission Control Protocol/Internet Protocol) verwendet. Üblicherweise findet TCP/IP Anwendung, da in den meisten Kliniken eine Netzwerkinfrastruktur auf TCP/IP Basis vorhanden ist.

Ausgehend von den DICOM Objekten definiert der Standard verschiedene Dienste, wie beispielsweise „Print“, „Query“ oder „Store“, welche der Klient als Service Class User (SCU) von einem Service Class Provider (SCP) anfordern kann. Zum Zeitpunkt der Initiierung eines Datenaustauschs ermitteln Service Class User und Service Class Provider ein Datenformat, welches von beiden Seiten verstanden wird. Wird zwischen SCU und SCP kein gemeinsames Format gefunden, endet die Kommunikation ohne Datentransfer.

DICOM 3.0 unterstützt die üblichen Bittiefen digitaler bildgebender Modalitäten der Radiologie von 8 bis 16 Bit unabhängig von der generierten Matrix (üblich sind bis zu 4000 x 4000 Pixel).

Zukünftige Entwicklungen des DICOM Standards sehen die Integration von Sicherheitsklassen sowie die Definition eines verlustfrei und verlustbehaftet arbeitenden Kompressionsalgorithmus vor.

## **2.4.2 Zwischenspeicherung digitaler radiologischer Bilddaten**

### *2.4.2.1 Anforderungen an ein System zur Bildspeicherung*

Aufsetzend auf die vorhandene Netzwerkinfrastruktur sollte in einem eigenen Projekt eine zentrale Datenbankeinheit zur kurzzeitigen Datenarchivierung entstehen („MiniPACS“).

Die verfügbare Speicherkapazität sollte modulierbar, zumindest während der ersten Erprobungsphase jedoch deutlich begrenzt bleiben. Unter Ausnutzung der vorhandenen Infrastruktur der Klinik sollte ein plattformunabhängiger Zugriff auf die Datenbank über

das bestehende Intranet gewährleistet sein [61, 66].

#### *2.4.2.2 Umsetzung der PACS-Entwicklung*

##### *2.4.2.2.1 Hardware*

Als Klienten-Rechner kommen die in der Klinik vorhandenen Arbeitsplatzrechner zur Anwendung: PCs mit den Betriebssystemen Windows 95, 98, 2000 und NT 4, Apple MacOS (PowerPC) sowie diverse Unix Plattformen, unter anderem SGI und Sun Solaris. Da für den Zugriff auf das MiniPACS lediglich ein Webbrowser notwendig ist, sind alle genannten Plattformen einsetzbar, sofern sie eine TCP/IP Netzwerkverbindung anbieten.

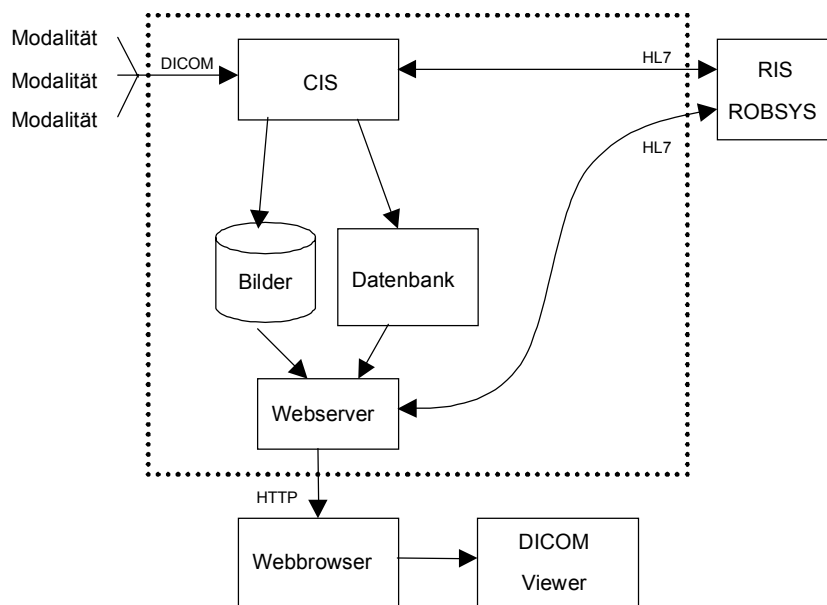
Die Datenbank („Server“) ist auf eine Sun Ultra1 Workstation gesetzt. Der Rechner ist mit 128 MB RAM Hauptspeicher ausgestattet und besitzt eine 200Mhz Ultra Sparc CPU. Er ist über Ethernet (100 Mbit/s) an das Intranet angeschlossen.

##### *2.4.2.2.2 Software*

Für den Zugriff auf das PACS wird von seiten der Klienten-Rechner ein Webbrowser benötigt, der Cookies und Formulare unterstützt.

Das PACS visualisiert nach Anwahl einer Untersuchung primär lediglich kleine Voransichten („Icons“) der Röntgenaufnahmen. Zum Herunterladen, Betrachten und Weiterverarbeiten der Bilddaten ist ein entsprechendes Programm notwendig, welches das DICOM Format lesen kann. Nach Anklicken der Röntgenbild-Voransichten auf den Webseiten werden die Originalbilddaten aus dem Archiv auf den Arbeitsplatzrechner kopiert und zur Ansicht ein Hilfsprogramm („helper-application“) aktiviert. Die zu diesem Zweck erfolgte Entwicklung „Viewmed“ ist im Kapitel 2.5.3 beschrieben.

Die Datenbank bedient sich des Betriebssystems Sun Solaris 2.6. Die einzelnen Softwarekomponenten basieren auf frei verfügbarer Software. Die verwendeten Programmpakete liegen jeweils in Quelltextform im Internet vor und wurden für die Maschine konfiguriert, übersetzt und installiert.



**Abbildung 6: Aufbau des PACS**

Der eigens entwickelte Charite Image Server (CIS) basiert auf OFFIS Programmibliotheken für das Lesen, Schreiben sowie die Netzwerkkommunikation von DICOM Daten. CIS nimmt von den Modalitäten über TCP/IP Netzwerk DICOM Bilder entgegen, analysiert den Inhalt und trägt entsprechende Daten in die Datenbank ein. Damit später ein schneller Zugriff auf die speicherintensiven Bilddaten erfolgen kann, werden die eigentlichen Bilddaten nicht in der Datenbank gespeichert, sondern auf eigenen Festplatten gesichert. Die Datenbank enthält nur Verweise auf die jeweiligen Bilddaten.

Als Datenbank wird Postgres verwendet. Diese Datenbank bietet eine umfangreiche Unterstützung von SQL Befehlen und eine große Anzahl von Schnittstellen. Das MiniPACS bedient sich einer direkten Schnittstelle über Unix Domain Sockets. Als Webserver wird ein Apache eingesetzt. Apache zeichnet sich insbesondere durch seine Modularität aus.

Die Programmiersprache Perl wird verwendet, um die einzelnen Komponenten des MiniPACS zu verbinden. Perl läßt sich gleichfalls durch Module erweitern und ermöglicht eine einfache Integration unterschiedlichster Softwarekomponenten und Systeme. Derzeit existieren mehrere hundert Module für die unterschiedlichsten Anwendungszwecke. Das MiniPACS verwendet Module zur Anbindung an die Datenbank Postgres sowie zur Integration des Webserver Apache. Alle Datenbankoperationen werden von Perl-Skripten durchgeführt. Auch für den Aufbau der zur Navigation des Klienten im MiniPACS notwendigen Web-Seiten wird mittels Perl die Datenbank befragt; im Anschluß werden die erhobenen Daten an den Klienten zurückgesendet.

#### 2.4.2.2.3 Sicherheit

Der Zugang zu Bilddaten ist nach Eingabe einer gültigen Kennung mit Paßwort möglich. Nach einer bestimmten Zeit der Inaktivität werden angemeldete Anwender automatisch abgemeldet. Eine Kennung ist an eine Person gebunden, der gleichzeitige Zugang von unterschiedlichen Klienten-Rechnern mit der identischen Kennung ist nicht möglich. Zugriffe und Kennungen werden protokolliert.

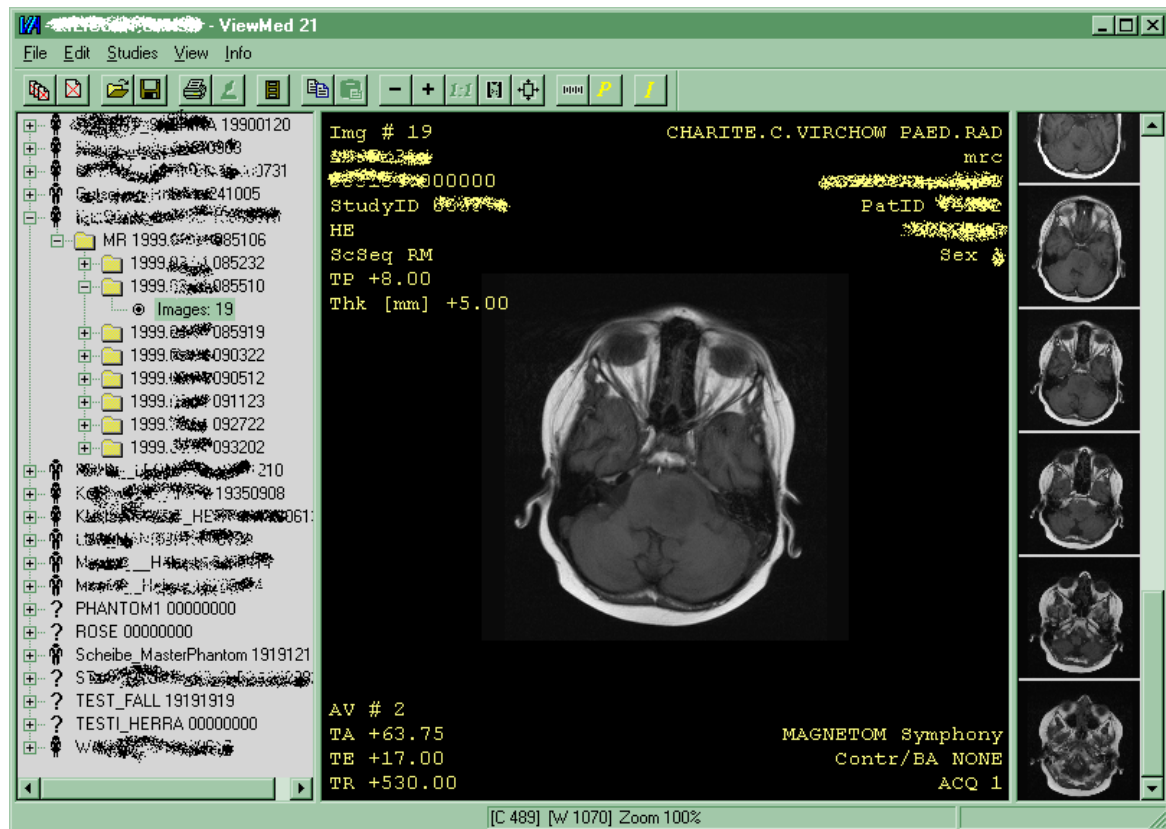
TCP/IP überträgt nach heutigem Stand in der Regel unverschlüsselt. Sowohl TCP/IP konforme Modalitäten als auch die gängigen PC Betriebssysteme genügen den Sicherheitsanforderungen für den Umgang mit Patientendaten nicht. Aus diesem Grund

muß ein Schutz des Netzwerks, das bildgebende Modalitäten, PACS und Arbeitsplatzrechner verknüpft, gegen externen Zugriff gewährleistet werden. Üblich ist eine sogenannte „Firewall“, die den Schutz vor unautorisiertem Zugriff auf das Intranet und gleichzeitig den Zugriff interner Arbeitsplatzrechner auf das externe Internet erlaubt.

### **2.4.3 Bildverarbeitung und Bildansicht mit der Eigenentwicklung Viewmed**

Die für die Entwicklung der Phantome notwendigen Versuchsreihen mit und ohne Bildnachverarbeitung wurden mit der medizinischen Bildverarbeitungssoftware Viewmed durchgeführt [63, 67, 68], die ebenfalls in eigenen Entwicklungsprojekten entstanden ist.

Viewmed ist ein DICOM Viewer für Einzelbilder. Abbildung 7 zeigt das geöffnete Programmfenster. Im linken Teil des Fensters findet sich eine Übersicht des lokalen DICOM Speichers mit in Baumstruktur gegliederten Patientennamen, Studien- und Seriidaten. Im mittleren Teil werden die radiologischen Aufnahmen zur Befundung und Nachverarbeitung visualisiert. Der rechte Teil des Fensters zeigt Icons der bereits geöffneten Bilder, die durch Mausklick erneut vergrößert werden können. Mit Hilfe der Maus können im aktivierten mittleren Teil des Programmfensters Zoomfaktor, Ausschnitt und die Grauwertfensterung modifiziert werden. In Ergänzung zur Grauwertfensterung wurden für Digitale Radiographien Ortsfrequenz- und Kontrastverarbeitung (beta und gamma Kurve) implementiert, um eine Bildnachverarbeitung analog den radiologischen Workstations der Fuji- bzw. Siemens Digitalen Lumineszenz Radiographie anbieten zu können [63].





Neben den genannten Funktionen für die Visualisierung und Nachverarbeitung von DICOM Dateien bietet Viewmed Möglichkeiten telemedizinischer Nutzung. Durch Bereitstellung einer TWAIN-Schnittstelle können über einen an den PC angeschlossenen Scanner Röntgenfilme gescannt und als DICOM Bild abgespeichert werden. Viewmed ermöglicht darüber hinaus DICOM SCU/SCP für den Empfang und das Senden von Bildern über DICOM/TCP/IP. Viewmed ist auf den Plattformen Windows95-98 und Windows NT einsetzbar.

## **2.4.4 Vorstudie: Evaluation geeigneter Betrachtungsmonitore: Graustufenmonitor versus Farbröhrenmonitor und LC-Display**

### *2.4.4.1 Ziel der Vorstudie*

In der Kette der Erstellung und Befundung einer Röntgenuntersuchung ist neben der Datenakquisition und der Datennachverarbeitung die Visualisierung der endgültigen Bilddaten von entscheidender Bedeutung für die Ergebnisqualität. Für ein digitales System sind hierbei die Hardware-Komponenten Grafikkarte und Monitor von besonderem Wert. Sowohl für Grafikkarten als auch für Monitore existieren umfangreiche Evaluationen anhand physikalischer Parameter, während klinische Studien rar und auf Röhrenmonitore beschränkt sind. Die Leistung einer Grafikkarte lässt sich über die Darstellung der Signalamplituden physikalisch leichter erfassen als die multifaktoriell über Leuchtstärke, Kontrastdarstellung und Auflösung zu erhebende Monitorqualität [8, 10, 63, 74].

In den Konzepten digitaler Röntgenabteilungen finden sich in der Regel Graustufenmonitore in Verbindung mit radiologischen Arbeitsplatzrechnern sowie Farbröhrenmonitore und LC-Displays (Flüssigkristall-Flachbildschirme) in Verbindung mit PCs. Die radiologischen Arbeitsplatzrechner dienen hierbei der Erstbefundung, während PCs nach Verteilung der Bilddaten im Krankenhaus für die Bildbetrachtung auf den Stationen oder in Ambulanzen eingesetzt werden. Mit der Portierung der früher auf radiologische Arbeitsplatzrechner beschränkten Bildnachverarbeitung auf Windows-PCs (beta- und gamma-Kurvenmodifikation beispielsweise durch Viewmed, Kap. 2.4.3) ist prinzipiell die Erstbefundung von Digitalen Lumineszenz Radiographien auch am PC denkbar.

Ziel der Vorstudie war es, den Stellenwert der Monitore für die optimale Visualisierung Digitaler Lumineszenz Radiographien zu determinieren. Zu diesem Zweck sollte in einer klinischen ROC Studie ein hochwertiger Graustufenmonitor mit einem Farbröhrenmonitor und (LCD-) Flüssigkristallbildschirmen verglichen werden, um Rückschlüsse auf Unterschiede diagnostischer Validität der Systeme ziehen zu können.

#### *2.4.4.2 Material und Methodik*

Für die Studie wurde ein 21'' Graustufenmonitor der Firma Philips® (Typ CY9) mit einem Sony® 20'' SE Farbröhrenmonitor sowie einem Pritech® Desk Med II 20'' LC-Display (Panel: NEC®) und einem Sanyo® LMU 18'' (Panel: Sharp®) verglichen. Die maximale Leuchtstärke des Philips Monitors betrug  $600 \pm 50 \text{ cd/m}^2$ , Sony Farbröhrenmonitor  $100 \pm 20 \text{ cd/m}^2$ , Pritech und Sanyo  $120 \pm 20 \text{ cd/m}^2$ . Die Matrix wurde für alle Monitore auf 1024 x 768 Pixel entsprechend den für LC-Displays optimalen Bedingungen eingestellt.

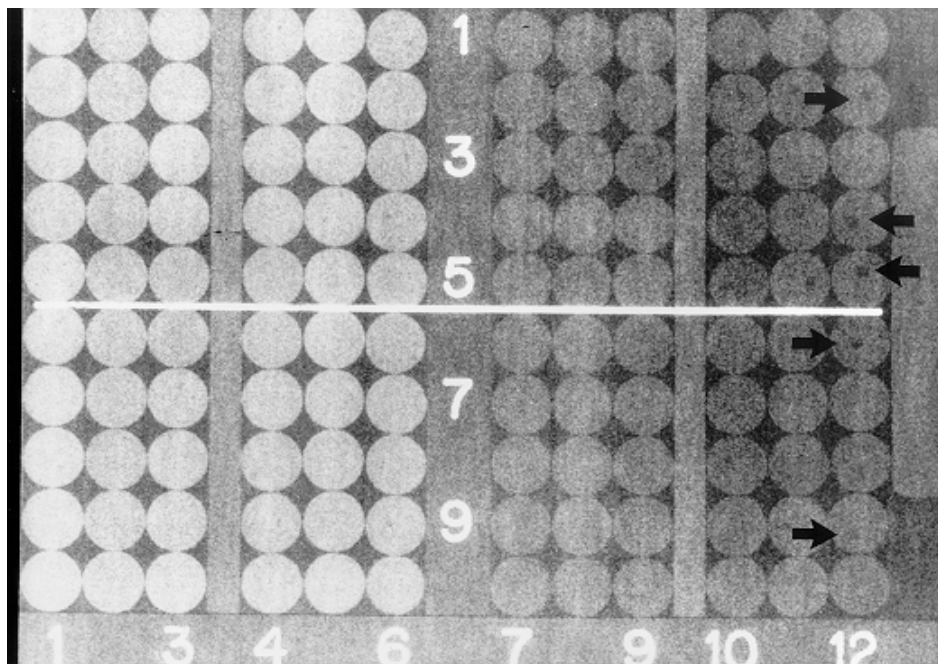
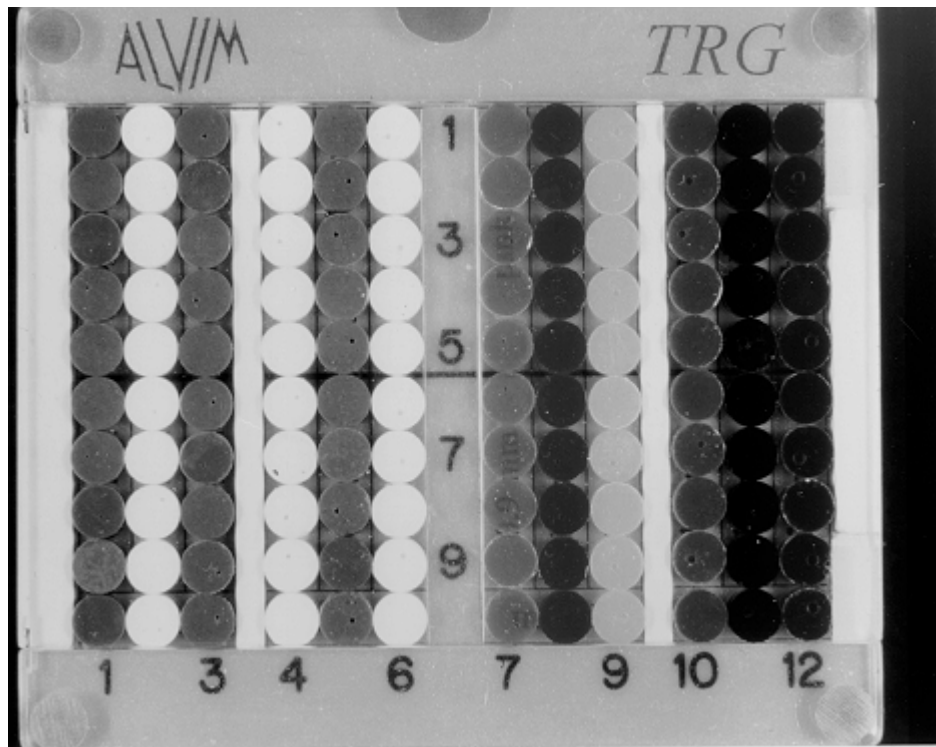
Die Optimierung der Kontrast- und Helligkeitsparameter jedes Monitors erfolgte vor Beginn der Testserie mit einem Java-basierten Testprogramm [18]. Anhand von Grau- und Farbkeilen in zwei- und dreidimensionaler Darstellung ermittelten zwei Beobachter im Konsens eine optimale Einstellung von Kontrast und Helligkeit des Testmonitors.

Die Befundungsbedingungen wurden für alle Monitore standardisiert. Die Beobachtungen fanden bei gleicher Umgebungsbeleuchtung mit durch eine Halteapparatur gewährleistetem identischem Ansichtswinkel und Abstand der Beobachter statt.

Zur Durchführung der ROC-Analyse wurden 5 Digitale Lumineszenz Radiographien eines statistischen Phantoms mit niedrigfrequenten Details zur Simulation von Lungenrundherden in Thoraxaufnahmen erstellt [28]. Dieses Phantom „Lungenrundherde“

wurde auch in der hier niedergelegten Hauptstudie sowie in der Vorstudie zur Evaluation unterschiedlicher Kompressionsalgorithmen verwendet (Kapitel 2.5) und ist im Kapitel 3.1.1 ausführlich beschrieben. Es wurden Digitale Radiographien des Phantoms mit einem Film-Focus-Abstand von 2 m bei 125 kV und 5,6 mAs erstellt. Eine Plexiglasscheibe von 5 cm diente als Streukörper. Alle Bilder wurden durch einen Standard PC als DICOM Bilder mit 10 Bit akquiriert und nach Vereinheitlichung der Fensterung auf 1024/512 als GIFF-Bilder (Graphic Interchange File Format) mit 8 Bit abgespeichert. Ortsfrequenz- oder Kontrastverarbeitung wurde nicht durchgeführt.

Für die ROC Analyse ermittelten 4 Radiologen die Wahrscheinlichkeit der Existenz von 5 kritischen Details (Bohrungen) in den 10 Rundkörpern einer vorher festgelegten Säule [Abb. 8]. Die Befundung wurde an fünf Aufnahmen des Phantoms durchgeführt, bei denen jeweils die Lokalisation der Details variierte. Die Wertung der Beobachter erfolgte anhand einer Skala von 1 bis 5. 1 = sicher positiv, 2 = wahrscheinlich positiv, 3 = gleichermaßen positiv oder negativ, 4 = wahrscheinlich negativ, 5 = sicher negativ. Die Bilder wurden den verblindeten Beobachtern ohne Zeitlimit in zufälliger Reihenfolge vorgeführt. Der statistische Signifikanztest erfolgte mittels Student's t-test.



**Abb. 8: Statistisches Phantom TRG („Lungenrundherde“) als Fotografie (oben) und als Röntgenaufnahme mit niedrigfrequenten Details (unten).  
Die Pfeile markieren die Bohrungen (Details) in der Röntgenaufnahme**

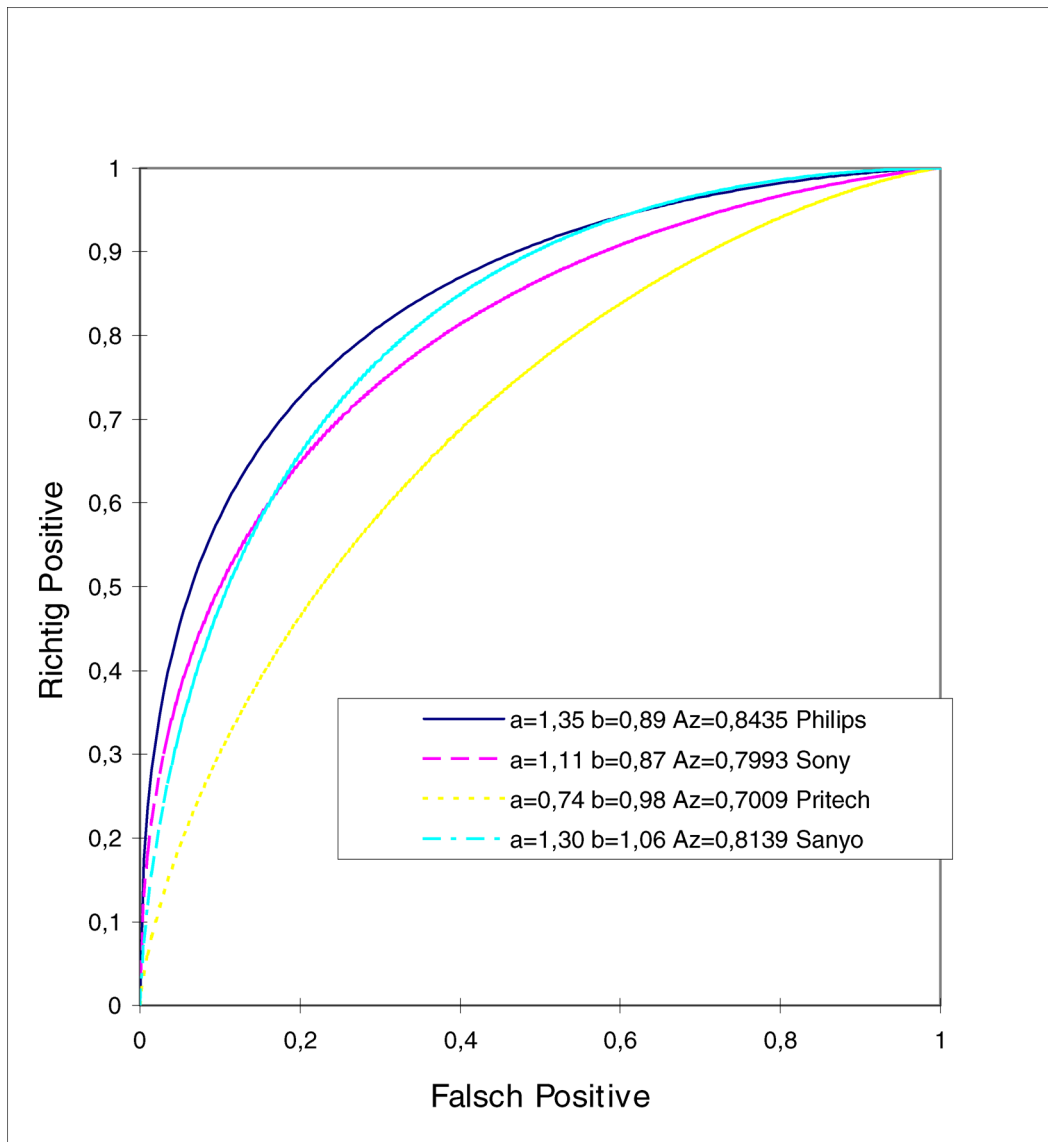
#### 2.4.4.3 Ergebnisse

Die Fläche unter der Kurve für den Philips Monitor betrug  $0.84 \pm 0.03$  [Abb. 9]. Für den Sony Farbröhrenmonitor ergab sich eine Fläche unter der Kurve von  $0.8 \pm 0.03$ . Die Flächen unter den Kurven der LC-Displays betrugen  $0.81 \pm 0.03$  für den Sanyo Monitor (Sharp Panel) respektive  $0.7 \pm 0.03$  für den Pritech Monitor (NEC Panel).

Der Philips Graustufenmonitor bewies gegenüber dem Sony Farbröhrenmonitor und dem Sanyo LC-Display signifikante Überlegenheit mit Werten von  $p < 0.05$ .

Mit p-Werten von  $< 0.001$  war die Überlegenheit der Darstellung von niedrigfrequenten Details auf dem Philips, Sony und Sanyo Monitor gegenüber dem Pritech Monitor hoch signifikant.

Im Vergleich zwischen dem Sanyo LC-Display und dem Sony Farbröhrenmonitor ergab sich mit einem  $p < 0.1$  ein Trend zu besseren Ergebnissen des Flüssigkristall-Flachbildschirms.



**Abb. 9: ROC-Kurven der einzelnen Monitore für das Phantom „Lungenrundherde“ mit niedrigfrequenten Details**

#### 2.4.4.4 Diskussion

In einer vorbereitenden Evaluation einer geeigneten Entwicklungsumgebung für die Optimierung von radiologischen Bildkompressionsalgorithmen wurde ein Graustufenmonitor mit einem Farbröhrenmonitor und zwei LCD Flachbildschirmen verglichen. Unter standardisierten Betrachtungsbedingungen hinsichtlich des Betrachtungswinkels und des Abstands der Beobachter vom Monitor ergab sich in einer ROC Analyse mit niedrigfrequenten Details eine signifikante Überlegenheit des Graustufenmonitors. Signifikant waren auch die Unterschiede zwischen den beiden Flachbildschirmen hinsichtlich der getesteten Kontrastdarstellung. Das Sanyo LC-Display zeigte darüber hinaus einen Trend zu besserer Darstellung im Vergleich mit dem Farbröhrenmonitor.

Die miteinander verglichenen Monitorkonzepte unterscheiden sich grundsätzlich in ihrer physikalischen Arbeitsweise. Graustufenmonitore weisen eine Phosphorschicht auf, deren Moleküle durch Elektronenbeschuß zur Emission von Licht angeregt werden. Da die Notwendigkeit der Farbdarstellung entfällt, muß keine Synchronisation unterschiedlicher Licht- bzw. Farbquellen erfolgen und ein möglicher Konvergenzfehler entfällt. Die maximalen Leuchtstärken hochwertiger Monitore übersteigen mit  $600 \pm 50 \text{ cd/m}^2$  die von Farbbildröhren um ein sechsfaches, wobei die Standardeinstellungen ein dem menschlichen Auge angepaßtes Maximum von ca.  $200 \text{ cd/m}^2$  vorsehen.

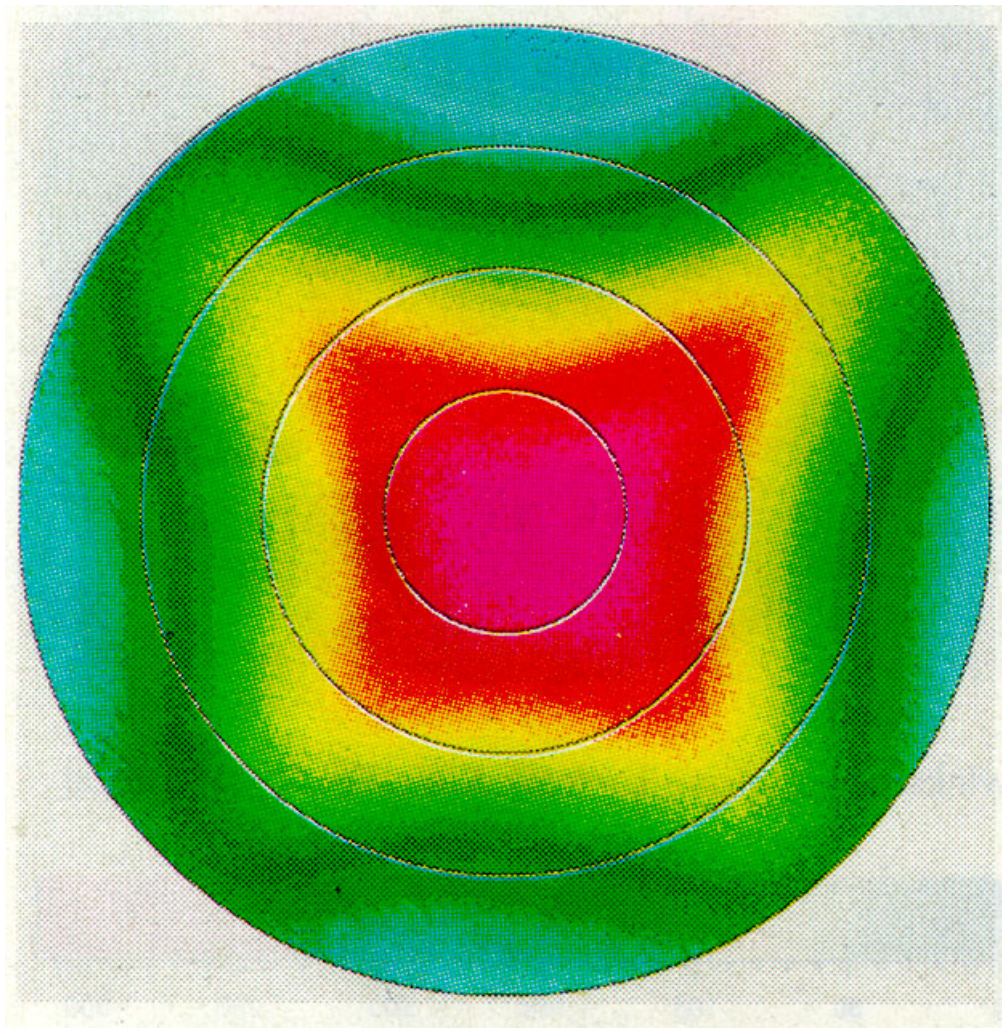
Farbröhrenmonitore steuern über eine Lochmaske ein rotes, grünes und blaues Signal, um die gewünschte Farbe zu visualisieren. Die Konvergenzfehler hochwertiger Monitore betragen bis zu 0.3 mm und können gemeinsam mit einer im Vergleich geringen Leuchtstärke von etwa  $100 \text{ cd/m}^2$  die Qualität der Darstellung niedrig- und



hochfrequenter Information signifikant beeinflussen.

Flüssigkristallbildschirme arbeiten im Gegensatz zu Bildröhren digital. Wenn keine digitale Grafikkarte im PC installiert ist, muß das analoge Signal erneut digitalisiert werden. In den getesteten Panels wird dies durch zusätzliche, im Bildschirm integrierte Grafikkarten erreicht, was den Anschluß dieser Monitore an Standard PCs über standardisierte Schnittstellen wesentlich erleichtert. Die Bildanzeige auf einem Flüssigkristallbildschirm mit einer aktiven Matrix erfolgt über Zeilen- und Spaltentreiber eines TFT Displays (Thin Film Transistor). Jeder Bildpunkt wird von einem eigenen Transistor-Tripel für rot, grün und blau angesteuert. Die Farben werden durch Folien für die roten, grünen und blauen Pixel erzeugt, durch die das Hintergrundlicht tritt. Schwarz-weiß Darstellungen basieren auf der Mischung der Spektralfarben.

Eine Besonderheit der beschriebenen Flüssigkristall-Technologie ist die Änderung des Bildkontrastes in Abhängigkeit vom Betrachtungswinkel. Andere Autoren quantifizierten den Effekt winkelabhängiger Kontrasteinbußen anhand konoskopischer Messungen [40]. Abb. 10 verdeutlicht anhand einer relativen Farbskala den Bildkontrast jedes Pixels mit zunehmendem Kontrast von blau über grün bis rot. Die Werte wurden ermittelt aus der Summe des Kontrastes bei Beobachtung aus der Mittelsenkrechten der vier Bildschirmaußenkanten und dem Bildschirmzentrum [Abb. 10]. Es ergaben sich signifikante Verschlechterungen des Bildkontrastes zu den Bildschirmrändern, die bei subjektiver Betrachtung von Flüssigkristallbildschirmen aus seitlichen Positionen eindeutig nachvollzogen werden können. Aus diesem Grund erfolgte die eigene Studie unter Einhaltung einer standardisierten, zentralen Beobachterposition, die im klinischen Einsatz jedoch nicht gewährleistet werden kann.



**Abb. 10: Darstellung des Kontrastes jedes Bildpunktes als Summe der Werte aus unterschiedlichen Blickwinkeln. Der Kontrast nimmt von blau über grün nach rot zu. Sharp Panel entsprechend dem getesteten Sanyo-Monitor**

Flüssigkristallbildschirme weisen keine Konvergenzfehler und keine geometrischen Unschärfen auf. Ihre maximale Leuchtdichte übersteigt in der Regel die der Farbbildröhren mit Werten um  $120 \text{ cd/m}^2$  für Standardeinstellungen. Die Unempfindlichkeit gegen elektromagnetische Felder macht sie für die Anwendung im Einflußbereich von Magnetresonanztomographen interessant.

Auffälligstes Ergebnis der Studie war neben der Bestätigung des Graustufenmonitors als überlegene Visualisierungsinstanz die Heterogenität der Leistungen der Flüssigkristallbildschirme. Die Darstellung von Niedrigkontrastdetails erfolgte durch das im Pritech Monitor installierte NEC Panel nicht nur signifikant schlechter als durch die Bildröhren, sondern in der Qualität auch signifikant reduziert gegenüber dem konkurrierenden Sanyo LC-Display. Das im Sanyo Monitor implementierte Sharp Panel zeigte sich auch dem Sony Farbröhrenmonitor überlegen. Ausschlaggebend war hierfür eine sehr hohe Anzahl richtig negativer Befunde, die, ersichtlich aus der Überkreuzung der ROC Kurven in Abb. 9, sogar die Rate richtig negativer des führenden Graustufenmonitors gering übertraf bei einer gleichzeitig jedoch geringeren Anzahl richtig positiver Befunde.

Zusammenfassend kann gefolgert werden, daß aufgrund der winkelabhängig unterschiedlichen Kontrasteigenschaften und der interindividuell sehr heterogenen Leistungsfähigkeit von Flüssigkristallbildschirmen Defizite der Befundungsleistung an LCD Flachbildschirmen zu erwarten sind. Die Abwesenheit eines Konvergenzfehlers in Verbindung mit der höheren Leuchtstärke war mutmaßlich ausschlaggebend für das bessere Ergebnis des Graustufenmonitors im Vergleich mit dem Farbröhrenmonitor bei der Befundung niedrigfrequenter Details. Bei gleicher Auflösung sind Unterschiede in der

Detektion hochfrequenter Information nicht zu erwarten [10, 74]. Für die Durchführung von klinischen ROC Studien unter Berücksichtigung absoluter Befundungsleistungen sollten Graustufenmonitore als Goldstandard eingesetzt werden.

## **2.5 Vorstudie: Detektion von Niedrigfrequenzdetails mit Wavelet-, Fraktaler und JPEG Kompression**

### **2.5.1 Ziel der Vorstudie**

In einer weiteren Vorstudie wurde ein Waveletalgorithmus [9, 83] mit einem Fraktalen Algorithmus (Fractal imager 1.1, Iterated Systems<sup>®</sup>, Atlanta, USA) und JPEG (JFIF: JPEG File Interchange Format [85]) verglichen. Ziel der Studie war es, die individuellen Charakteristiken und den Stellenwert der einzelnen Bildkompressionsalgorithmen für die Detektion niedrigfrequenter Details in radiologischen Bildern zu bestimmen. Auf diese Weise sollten Rückschlüsse auf potentielle Modifikationen der Algorithmen ermöglicht werden.

### **2.5.2 Material und Methodik**

Für eine ROC-Analyse wurden 54 mittels Digitaler Lumineszenz Radiographie erstellte Thoraxaufnahmen selektiert (Digiscan, Siemens, Erlangen, Germany), von denen 31 Lungenrundherde aufwiesen. Der mittlere Durchmesser der Läsionen betrug 1.6 cm; 26 Patienten zeigten 1 Läsion, 5 Patienten zwischen 2 und 8 Läsionen. 23 Bilder zeigten keine Pathologie.

Zusätzlich wurden fünf Bilder eines Phantoms mit kontrastarmen Details in die Studie aufgenommen. Dieses Phantom [28] wurde auch in der hier niedergelegten Hauptstudie sowie in der Vorstudie zur Entwicklungsumgebung verwendet und ist im Kapitel 3.1.1 ausführlich beschrieben. Zur Durchführung einer ROC Analyse ermittelten die Beobachter die Wahrscheinlichkeit der Existenz von 5 kritischen Details in den 10 Rundkörpern einer vorher festgelegten Säule [Abb. 8]. Die Befundung wurde an fünf Aufnahmen des Phantoms durchgeführt, bei denen jeweils die Lokalisation der Details variierte. Die Digitalen Radiographien wurden mit einem Film-Focus-Abstand von 2 m bei 125 kV und 5,6 mAs erstellt. Eine Plexiglasscheibe von 5 cm diente als Streukörper.

Für die ROC-Analyse bewerteten die Beobachter die Existenz oder Abwesenheit eines Befundes (Rundherd) oder Details (Bohrung) anhand einer Bewertungsskala von 1 bis 5. 1 = sicher positiv, 2 = wahrscheinlich positiv, 3 = gleichermaßen positiv oder negativ, 4 = wahrscheinlich negativ, 5 = sicher negativ. Für die Befundung der Thoraxaufnahmen galt ein Zeitlimit von 3 Sekunden, die Befundung der Testphantome wurde ohne Zeitlimit durchgeführt. Die Bilder wurden den verblindeten Beobachtern in zufälliger Reihenfolge vorgeführt. Der statistische Signifikanztest erfolgte mittels Student's t-test.

Alle Bilder wurden durch einen Standard PC als DICOM Bilder mit 10 Bit akquiriert und nach Vereinheitlichung der Fensterung auf 1024/512 als GIFF-Bilder (Graphic Interchange File Format) mit 8 Bit abgespeichert. Ortsfrequenz- oder Kontrastverarbeitung wurde nicht durchgeführt.

Für eine subjektive Evaluation der Algorithmen wurden 3 zufällig ausgewählte Thoraxaufnahmen mit gleichartig ansteigenden Kompressionsraten komprimiert. Zwei Radiologen bewerteten die Aufnahmen im Konsensus hinsichtlich der Bildqualität: 0 = keine Einschränkung der Befundung, 1 = diskrete Einschränkung der Befundung, 2 = starke Einschränkung der Befundung, 3 = Befundung nicht möglich.

In dieser vorläufigen, subjektiven Evaluation wurden Unterschiede der Rekonstruktionsqualität des fraktalen Algorithmus bei einer Einstellung von „90“ sichtbar. Die Software Fractal imager 1.1 erlaubt eine Voreinstellung der Kompressionsraten von „100“ (geringe Verlustrate, hohe Rekonstruktionsqualität) bis „1“ (hohe Verlustrate, geringe Rekonstruktionsqualität). Alle für die ROC-Studie vorgesehenen Digitalen Radiographien mit dem Fractal Imager 1.1 wurden im Anschluß bei einer Einstellung von „90“ komprimiert. Die für jedes Einzelbild erzielte Datenmenge wurde als Zielgröße für die Kompression mit dem Waveletalgorithmus und JPEG festgelegt.

Es wurde eine Zeitmessung für Kompression und Rekonstruktion vorgenommen. Für die ROC-Analyse wurden die Bilder durch 5 gleichermaßen erfahrene Radiologen beurteilt. Die Bildansicht erfolgte an einem Standard PC mit einem 20'' Sony Multiscan SE Farbmonitor. Die maximale Leuchtdichte dieses Monitors beträgt  $100 \pm 20 \text{ cd/m}^2$ , der maximale Konvergenzfehler ist  $< 0.3 \text{ mm}$ , die Matrix wurde mit  $1\text{k} \times 1\text{k}$  definiert. Während der Bildbetrachtung wurde eine identische Umgebungsbeleuchtung eingestellt.

Um einen Vergleich mit einem klinischen Standard zu ermöglichen, wurden zusätzlich alle Ausgangsbilder als DICOM-Originale an einem radiologischen Befundungsarbeitsplatz angesehen. Der radiologische Befundungsarbeitsplatz Magic View<sup>®</sup> (Siemens, Erlangen, Germany) bietet einen 21'' Simomed 1k x 1k Graustufenmonitor mit einer maximalen Leuchtdichte von 600 cd/m<sup>2</sup>. Die Nachverarbeitung von Digitalen Lumineszenz Radiographien beinhaltet Kontrastverarbeitung (gamma Kurve) und Ortsfrequenzverarbeitung (beta Kurve). Die für die ROC-Analyse eingestellten Parameter entsprachen dem klinischen Standard für Thoraxaufnahmen (Parameter beta Kurve: RN: 5, RE: 0,16, RT: F, convolution mode: 2, kernel mode: 2. Parameter gamma Kurve: GT: E, GA: 1,04, GC: 564,1, GS: -79,9). Die Fensterwerte wurden mit 1024/256 festgelegt.

Für die ROC-Analyse bewerteten die Beobachter die Existenz oder Abwesenheit eines Befundes (Rundherd) oder Details (Bohrung) anhand einer Bewertungsskala von 1 bis 5. 1 = sicher positiv, 2 = wahrscheinlich positiv, 3 = gleichermaßen positiv oder negativ, 4 = wahrscheinlich negativ, 5 = sicher negativ. Für die Befundung der Thoraxaufnahmen galt ein Zeitlimit von 3 Sekunden, die Befundung der Testphantome wurde ohne Zeitlimit durchgeführt. Die Bilder wurden den verblindeten Beobachtern in zufälliger Reihenfolge vorgeführt. Der statistische Signifikanztest erfolgte mittels Student's t-test.



### 2.5.3 Ergebnisse

#### 2.5.3.1 Kompressionszeiten der Thoraxbilder

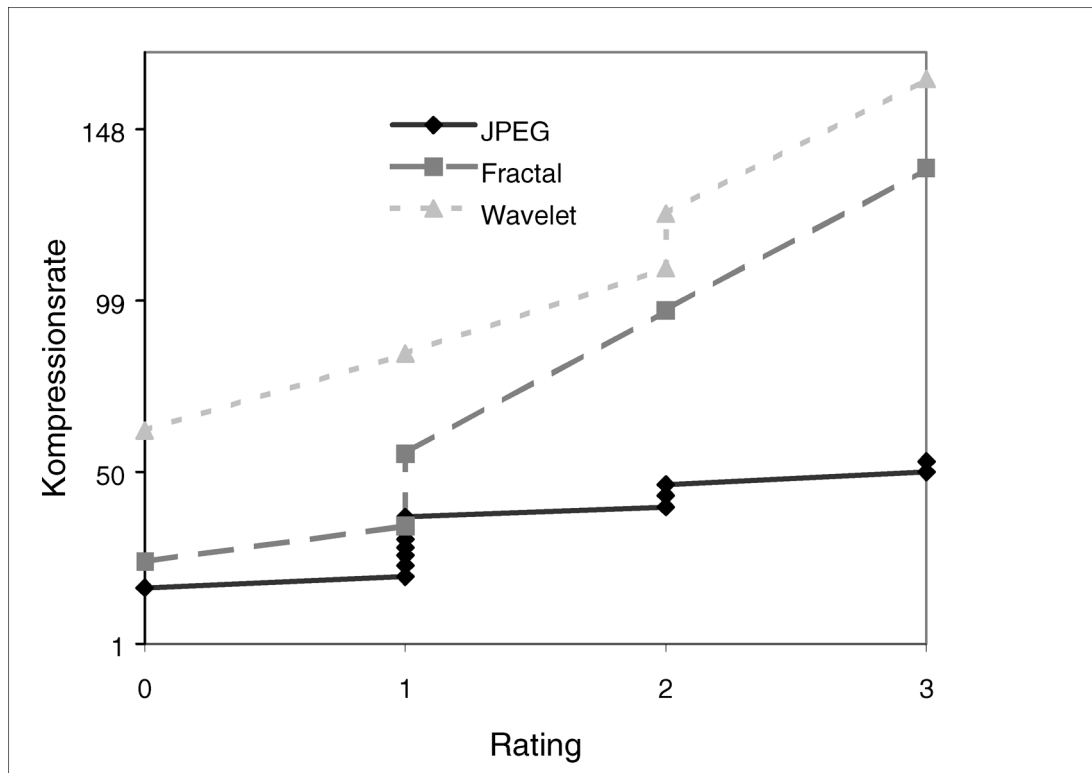
Die durchschnittliche Kompressionszeit betrug für den Waveletalgorithmus  $8 \text{ min} \pm 2 \text{ min}$  43 s, die Rekonstruktionszeit  $8 \text{ min} 32 \text{ s} \pm 2 \text{ min} 53 \text{ s}$ . JPEG:  $4 \text{ s} \pm 1 \text{ s}$  versus  $4 \text{ s} \pm 1 \text{ s}$ ; Fractal imager:  $4 \text{ min} 32 \text{ s} \pm 35 \text{ s}$  versus  $5 \text{ s} \pm 1 \text{ s}$ .

#### 2.5.3.2 Subjektive Beurteilung der Qualität rekonstruierter Thoraxaufnahmen

Unkomprimierte Thoraxaufnahmen (10 Bit DICOM) enthielten im Mittel 7.2 MByte. Die für die weitere Nachverarbeitung bzw. Kompression herangezogenen 8 Bit GIFF-Bilder (Graphic Interchange File Format) wiesen im Mittel 2.6 MByte aus. Entsprechend beziehen sich die angegebenen Kompressionsraten auf eine Ausgangsbildgröße von 2.6 MByte. In Abb. 11 findet sich die grafische Darstellung der subjektiv empfundenen abnehmenden Bildqualität der Thoraxaufnahmen bei graduell wachsender Kompression mit den verschiedenen Algorithmen. Eine subjektive Qualitätsminderung wurde für JPEG beginnend bei 129 KByte und damit bei einer Kompressionsrate von 1:20 erhoben. Extensive Bildqualitätsreduktion trat ab einer Kompressionsrate von 1:40 auf.

Für fraktale Kompression wurde ein beginnender Qualitätsverlust ab 75 KByte entsprechend einer Kompressionsrate von 1:35 demonstriert. Extensive Bildqualitätsreduktion trat ab einer Kompressionsrate von 1:96 auf.

Bei Waveletkompression entstand ein geringer Qualitätsverlust ab einer Kompressionsrate von 1:84. Hochgradige Qualitätseinbußen resultierten ab einer Kompressionsrate von 1:108.



**Abb. 11: Subjektive Evaluation Wavelet-, fraktal und JPEG-komprimierter Thoraxaufnahmen.**

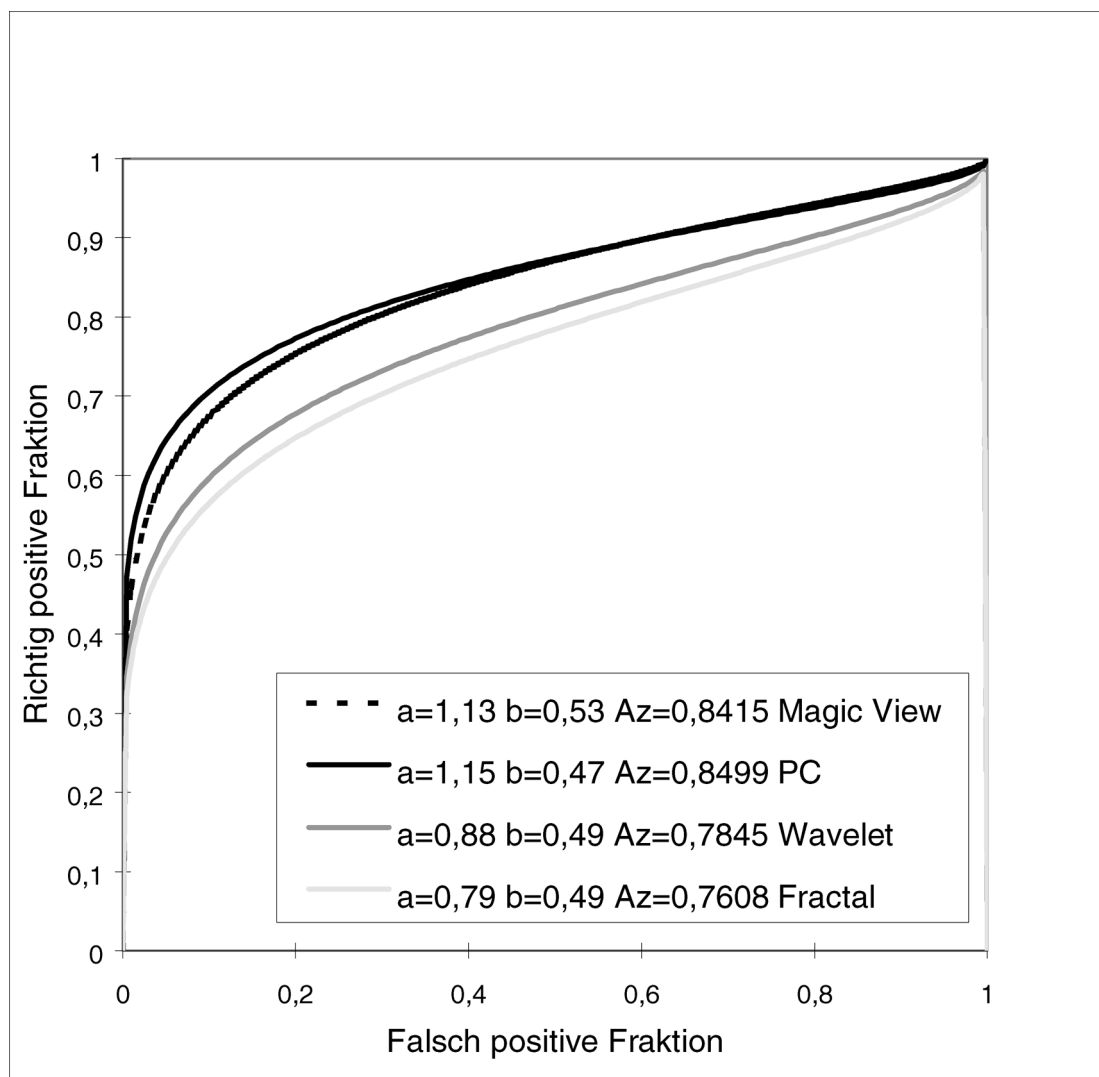
**Bewertung:** 0 = keine Einschränkung der Befundung,  
 1 = diskrete Einschränkung der Befundung,  
 2 = starke Einschränkung der Befundung,  
 3 = Befundung nicht möglich.

#### *2.5.3.3 Bildgrößen der ROC-Analyse*

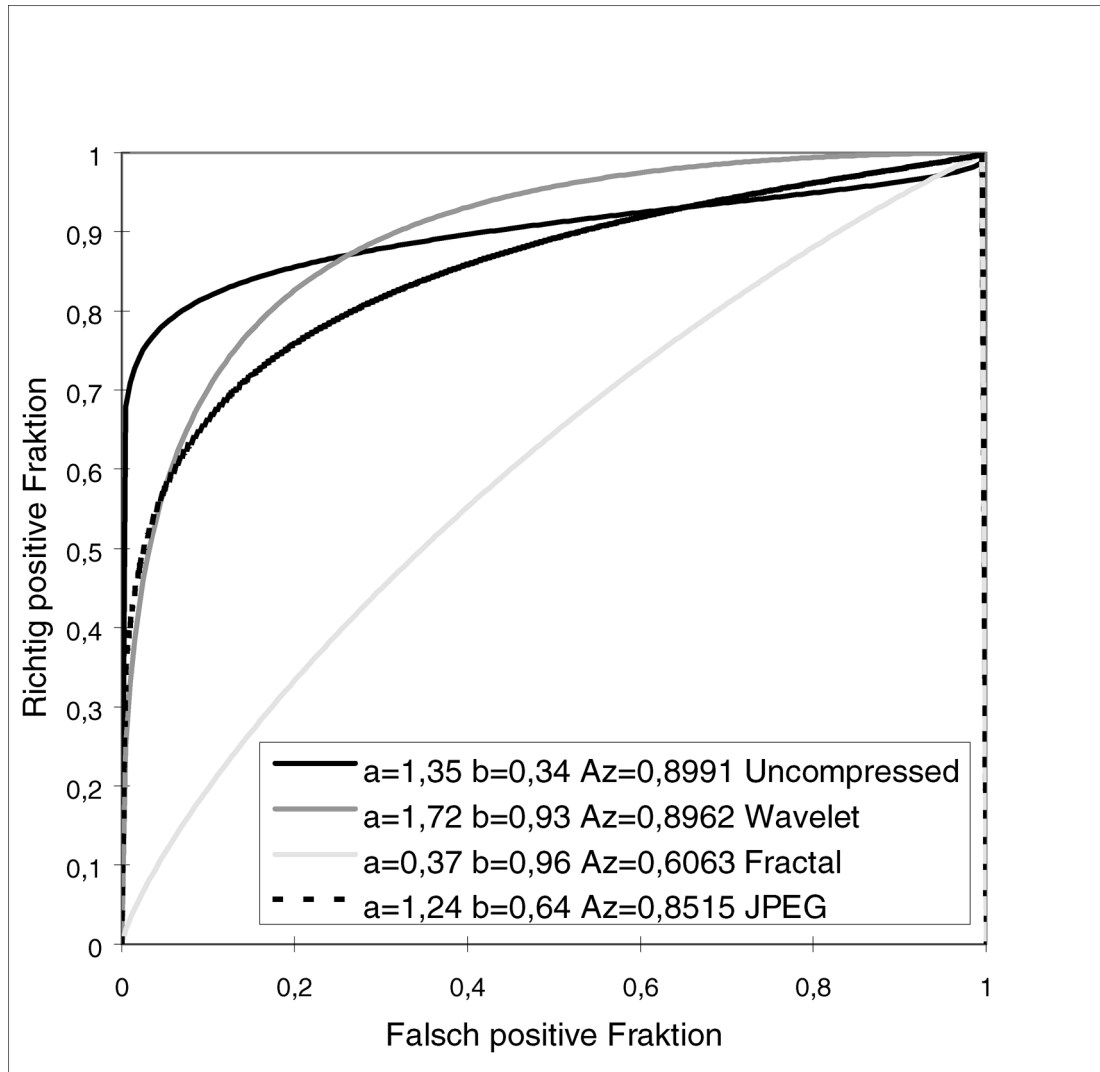
Die durchschnittliche, durch den fraktalen Algorithmus vorgegebene Dateizielgröße nach Kompression betrug für die Thoraxaufnahmen 43 KByte, für die Aufnahmen des Testphantoms 196 KByte. Die mittlere Kompressionsrate lag demzufolge für die Thoraxaufnahmen bei 1:60, für die Testphantome bei 1:13.

#### *2.5.3.4 ROC-Ergebnisse der Thoraxaufnahmen*

Für die am PC durchgeführte Beobachtung unkomprimierter Thoraxaufnahmen wurde eine Fläche unter der Kurve von  $0.85 \pm 0.03$  ermittelt [Abb. 12]. Für Waveletkompression betrug die Fläche unter der Kurve  $0.78 \pm 0.03$ ; für fraktale Kompression  $0.76 \pm 0.03$ . Für JPEG konnte aufgrund der zu stark reduzierten Bildqualität keine ROC-Kurve erhoben werden. Für die Beurteilung unkomprimierter Thoraxaufnahmen am radiologischen Befundungsarbeitsplatz wurde eine Fläche unter der Kurve von  $0.84 \pm 0.03$  erzielt. Hierbei war die Grauwertfensterung identisch zur Befundung am PC, es wurden demgegenüber jedoch zusätzlich Kontrast- und Ortsfrequenzverarbeitung eingesetzt.



**Abb. 12: ROC-Kurven für Thoraxaufnahmen (1:60)**



**Abb. 13: ROC-Kurven für Aufnahmen des Phantoms (1:13)**

In der statistischen Analyse wurde eine hochsignifikante Überlegenheit der Befundung unkomprimierter Bilder am PC gegenüber komprimierten Bildern festgestellt ( $p < 0.001$ ). Die besseren Ergebnisse der Wavelet- im Vergleich mit fraktaler Kompression verfehlten knapp das Signifikanzniveau ( $p = 0.06$ ). Signifikante Unterschiede zwischen der Befundung am PC und am radiologischen Befundungsarbeitsplatz fanden sich nicht ( $p > 0.2$ ).

#### 2.5.3.5 ROC-Ergebnisse der Phantomaufnahmen

Die Beurteilung unkomprimierter Phantomaufnahmen am PC ergab eine Fläche unter der Kurve von  $0.90 \pm 0.02$  [Abb. 13]. Für Waveletkompression betrug die Fläche unter der Kurve  $0.90 \pm 0.02$ , für fraktale Kompression  $0.61 \pm 0.04$ , für JPEG  $0.85 \pm 0.03$ . Bei den ROC-Kurven unkomprimierter und waveletkomprimierter Bilder fiel in der grafischen Darstellung eine Überkreuzung auf. Im Vergleich mit waveletkomprimierten Bildern war für unkomprimierte Bilder die Rate richtig positiver Befunde, gleichzeitig aber auch die Rate falsch negativer erhöht. Bei JPEG-komprimierten Bildern ergab sich eine hohe Rate richtig negativer Befunde, die ebenfalls eine Überkreuzung der Kurve mit der ROC-Kurve unkomprimierter Bilder zeigte. Aufgrund einer nahezu idealen Beobachterleistung konnte keine ROC-Kurve für unkomprimierte Bilder und Befundung am radiologischen Befundungsplatz (einschließlich Bildnachverarbeitung) errechnet werden.

Für die Befundungsleistung unkomprimierter Bilder am PC versus waveletkomprimierter Bilder wurde kein statistisch signifikanter Unterschied erhoben. Die Befundungsleistung unkomprimierter oder waveletkomprimierter Bilder war der bei JPEG-komprimierten Aufnahmen hochsignifikant überlegen ( $p < 0.001$ ). JPEG wiederum zeigte gegenüber fraktaler Kompression gleichfalls hochsignifikant bessere Ergebnisse ( $p < 0.001$ ).

#### 2.5.4 Diskussion

Ziel der Vorstudie war die Determinierung der individuellen Eigenschaften derzeit im Mittelpunkt der Diskussion stehender Bildkompressionsalgorithmen. Zu diesem Zweck wurde eine visuelle Analyse nach der in der Radiologie seit langem etablierten ROC-Methode durchgeführt [53, 80]. Es fanden sowohl klinische Thoraxbilder als auch Bilder eines Testphantoms Eingang in die Studie. Zur Erhöhung der Sensitivität der ROC-Analyse mittels der Thoraxaufnahmen wurden nur Patienten mit diskreten Befunden ausgewählt und zusätzlich die Ansichtszeit limitiert. Trotzdem waren schwellenwertnahe Details nur in eingeschränktem Maß ausschlaggebend für das Ergebnis dieses Studienteils. Auch kleine pulmonale Raumforderungen werden in der Regel innerhalb von 0.2 Sekunden detektiert [41, 43]. Die Limitierung der Ansichtszeit beeinflusste die Erkennung schwellenwertnaher Details mehr als die Erkennung von Läsionen mit höherem Kontrast [54, 73]. Fünf der 31 Patienten boten darüber hinaus mehr als eine pulmonale Läsion. Da eine eindeutige örtliche Zuordnung der Läsionen nicht gefordert wurde, verminderten sich für diese Aufnahmen die Anforderungen an die Beobachter. Die genannten Faktoren erklären den Umstand, daß kein signifikanter Unterschied der Befundungsleistung unkomprimierter Bilder am PC und dem radiologischen Befundungsarbeitsplatz mit Bildnachverarbeitung gefunden wurde.

Um eine schwellenwertnahe Darstellung kritischer Details zu erreichen, wurden die Aufnahmen des Testphantoms in die Vorstudie integriert. Trotz der Schwellenwertnähe der Details konnte für die Befundung am radiologischen Befundungsplatz bei einer nahezu idealen Befundungsleistung keine Fläche unter der Kurve errechnet werden. Im Vergleich hierzu erbrachte die Befundung unkomprimierter Bilder am PC signifikant schlechtere

Ergebnisse. Es kann gefolgert werden, daß die kontrastverstärkende Bildnachverarbeitung des radiologischen Befundungsplatzes eine wichtige Verbesserung für die Detektion von Niedrigfrequenzinformation bedeutet. Demgegenüber sind der Einfluß der Grafikkarte oder der Leuchtstärke des Monitors deutlich nachgeordnet [45, 63, 68, 69].

Alle getesteten Algorithmen wurden ursprünglich für die Kompression natürlicher Farbbilder entwickelt. Das Prinzip fraktaler Algorithmen mit Identifikation redundanter Bildelemente arbeitet weitgehend unabhängig davon, ob es sich um ein Farb- oder Graustufenbild handelt. Kernelement der JPEG Kompression ist die diskrete Cosinus Transformation, die eine Umwandlung der Frequenz- in Ortsinformation vornimmt und so den Quantisierungsschritt vorbereitet. Eine Modifikation der Signaltransformation des Algorithmus beispielsweise zur Anpassung an besondere Signaleigenschaften ist nicht möglich. Für den Waveletalgorithmus dagegen gilt, daß die Signaltransformation durch eine indefinite Anzahl von Mutterwavelets durchgeführt werden kann; entsprechend ist eine Anpassung des Algorithmus und insbesondere des Transformationsschrittes an besondere Bildeigenschaften wie jene von Graustufenbildern (z.B. Röntgenaufnahmen im Vergleich zu natürlichen Bildern) durchführbar [44].

Obwohl JPEG als Bildstandard gilt und von unterschiedlichsten Programmen unterstützt wird, wurde bisher keine Einigung über das implementierte Kompressionsverfahren, im speziellen die Quantisierung, erzielt. Daraus muß gefolgert werden, daß die Kompressionseigenschaften der unterschiedlichen JPEG-Packete nur orientierend miteinander verglichen werden können. Die fraktale Kompression gilt ebenso wie die Waveletkompression als experimentell und unterliegt bislang keiner Standardisierung. Zur Auswahl eines geeigneten fraktalen Algorithmus wurden insgesamt 3 Algorithmen subjektiv gegeneinander evaluiert; Fractal Imager 1.1 wurde nach Konsensusentscheid



zweier Radiologen ausgewählt. Es kann nicht ausgeschlossen werden, daß fraktale Algorithmen mit besseren Kompressionseigenschaften als der ausgewählte existieren. Für den Waveletalgorithmus gilt, daß dieser in einer vergleichenden Studie der Fachzeitschrift *Ac't* [6] die Spitzenposition unter 4 weiteren einnahm. Entsprechend wurde der identische Algorithmus auch in der Hauptstudie eingesetzt. Entscheidend für die weitergehende Bewertung der Ergebnisse der eigenen Studie ist, daß die prinzipiellen Effekte auf die Kompressions- und Rekonstruktionsergebnisse Digitaler Radiographien innerhalb einer Klasse von Algorithmen identisch sind.

Die Kompression der Thoraxaufnahmen wurde mit einer hohen Kompressionsrate durchgeführt, die jene in anderen Studien überstieg. Ursächlich war das Bemühen, eine möglichst niedrige Kompressionsrate zu wählen, bei der signifikante Rekonstruktionsunterschiede der Algorithmen resultierten. Wie die Ergebnisse dieser ROC-Analyse und andere Autoren zeigten, kann die gewählte Kompressionsrate für keinen der getesteten Algorithmen als diagnostisch einsetzbar angesehen werden [17, 25]. Der aufgezeigte Trend zu stärkeren Einschränkungen der Detektion kontrastarmer Lungenherde bei fraktaler Kompression bestätigte die subjektive Beurteilung der Bildqualität nach Kompression. Der fraktale Algorithmus zeigte schon frühzeitig leichte, kontinuierlich zunehmende Artefakte. Der Waveletalgorithmus dagegen demonstrierte erst bei hoher Kompressionsrate sichtbare, dann jedoch schnell fortschreitende Einschränkungen der Rekonstruktionsqualität. Bei der gewählten Kompressionsrate von 1:60 generierte JPEG massive Blockartefakte, die eine Bildbefundung unmöglich machten.

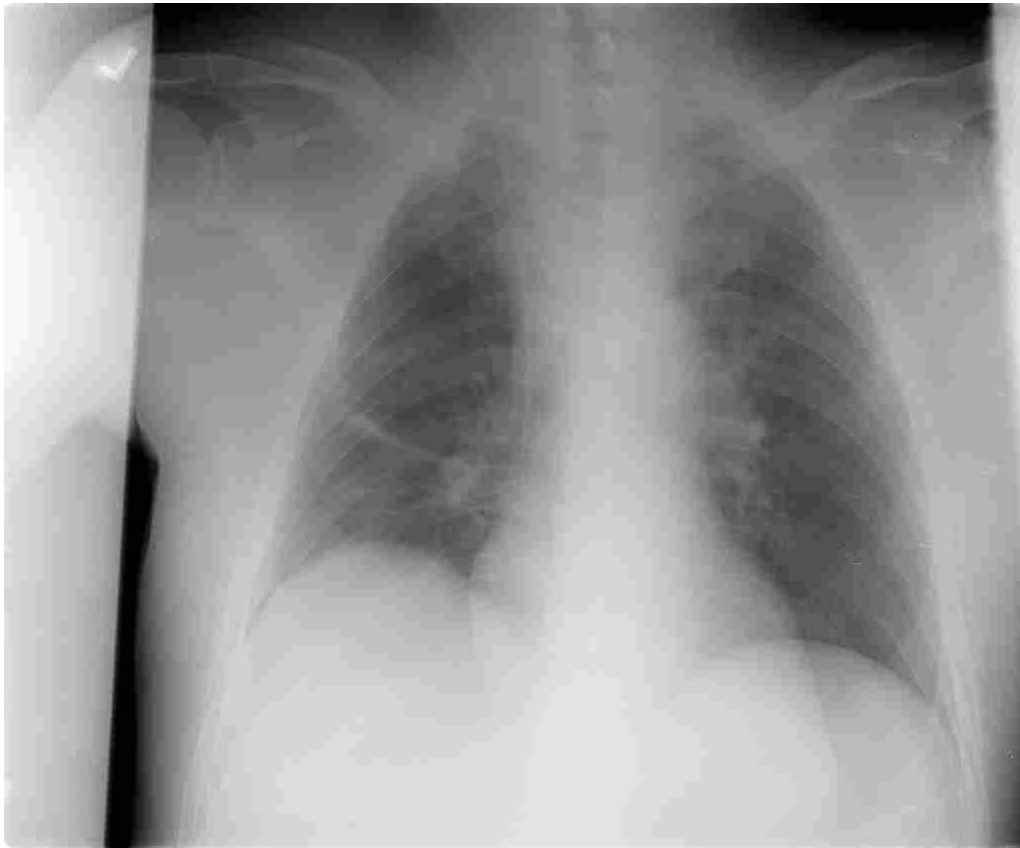
Die Analyse schwellenwertnaher Details erfolgte wie beschrieben im Wesentlichen durch das statistische Phantom. Bei der gewählten Kompressionsrate ergaben sich keine

signifikanten Unterschiede der absoluten Ergebnisse für unkomprimierte und waveletkomprimierte Bilder bei PC-Befundung. Die Überkreuzung der ROC-Kurven dieser Bilder spricht jedoch für eine Verschiebung des Befundspektrums mit einer für unkomprimierte Bilder höheren Rate richtig positiver Befunde bei gleichzeitig statistischer Kompensation durch eine erniedrigte Rate richtig negativer Angaben gegenüber Waveletkompression. Es ist anzunehmen, daß durch die frequenzverarbeitenden Eigenschaften des Waveletalgorithmus eine diskrete Verringerung des Bildrauschens resultierte. Gleichzeitig führte die Quantisierung jedoch zu einer Unterdrückung von Singularitäten wie optischen Kanten [44]. Die beschriebenen Effekte dürften auch bei Digitalen Radiographien nach Kontrastverarbeitung an einem radiologischen Befundungsplatz zum Tragen kommen [57]. Mit zunehmender Kompressionsrate entstehen bei Waveletkompression Bildunschärfen, Pseudokonturen bzw. typische „Ringing“-Artefakte.

Für die ROC-Bewertung der mit dem fraktalen Algorithmus komprimierten Bilder des statistischen Phantoms zeigte sich bei einer Kompressionsrate von 1:13 eine signifikante Einschränkung der Detektion kontrastarmer Details entsprechend der schon bei geringer Kompression sichtbaren diskreten Einschränkung der Bildqualität durch Unschärfen und minimale Artefakte. Die aufgezeigten Ergebnisse mit signifikanten Nachteilen fraktaler Kompression gegenüber Wavelets werden von anderen Autoren bei Einsatz von Farbbildern in einer nicht randomisierten Studie bestritten [20].

JPEG-Kompression zeigte bei geringen Kompressionsraten zunehmende Bildunschärfen vermutlich durch ein Überwiegen der Artefakte, die aus der Quantisierung der Koeffizientenmatrix resultierten [15]. Bei steigender Kompressionsrate waren Pseudokonturen führend, die als sogenannte Blockartefakte durch die Unterteilung des

Bildes in Felder zu je 8 x 8 Pixeln entstanden. Eine Mittelung der Grauwerte über die Grenzen dieser Blöcke ist in JPEG nicht vorgesehen [Abb. 14][56]. Hierin liegt der augenfälligste Vorteil der Waveletkompression gegenüber JPEG: die in die Signaltransformation mittels Wavelets einfließende zeitliche Information erlaubt die räumliche Zuordnung der Frequenzen ohne die für die diskrete Cosinus Transformation notwendige Segmentierung des Bildes.



**Abb. 14: Thoraxaufnahme nach hochgradiger JPEG-Kompression: typische Blockartefakte durch Segmentierung des Bildes für die Signaltransformation**

Die Kompressionseffekte auf die Rekonstruktion hochfrequenter gegenüber niedrigfrequenten Details unterscheiden sich je nach Kompressionsalgorithmus. Für JPEG gilt, daß die Quantisierung der Koeffizienten bei steigender Kompressionsrate hochfrequente stärker als niedrigfrequente Information beeinträchtigt. Prinzipiell verstärken die Iterationen der Multiskalenanalyse der Waveletalgorithmen insbesondere Quantisierungsfehler im Niedrigfrequenzbereich. Bei fraktaler Kompression nimmt mit steigender Kompressionsrate die Anzahl der Iterationen ab, so daß hochfrequente Informationen gegenüber niedrigfrequenten Details in der Transformation anteilig geringer repräsentiert werden. Es kann gefolgert werden, daß die Leistungsfähigkeit der Kompressionsalgorithmen wesentlich von der Frequenzcharakteristik eines Bildes abhängig ist. Die mit Digitalen Radiographien des Thorax für die Detektion von Lungenherden erzielten Ergebnisse können demzufolge nicht notwendigerweise auf Computertomographien, Magnetresonanztomographien, Ultraschallbilder oder auch Digitale Radiographien des Skeletts übertragen werden.

Sowohl der getestete fraktale wie der Waveletalgorithmus benötigten erhebliche Rechenzeiten für die Kompression, der Waveletalgorithmus im Gegensatz zur asymmetrischen fraktalen Kompression auch für die Rekonstruktion der Bilder. Nur der JPEG Algorithmus demonstrierte Kompressions- und Rekonstruktionszeiten, die einen klinischen Einsatz sinnvoll erscheinen ließen. Für Waveletkompression erscheint beispielsweise der Einsatz von Filtern geringerer Komplexität sinnvoll, um eine Beschleunigung der Rechenoperationen zu erreichen. In diesem Fall wäre jedoch gleichzeitig auch eine Veränderung der Kompressions- und Rekonstruktionseigenschaften zu erwarten.

### 2.5.5 Schlußfolgerungen

Die Vorstudie demonstrierte ein hohes Entwicklungspotential insbesondere des Waveletalgorithmus mit deutlichen Vorteilen gegenüber JPEG und der fraktalen Kompression [26, 64]. Die Limitation der JPEG-Kompression liegt in der durch Festlegung auf die diskrete Cosinus Transformation gegebenen fehlenden örtlichen Zuordnung der transformierten Frequenzen, die eine Unterteilung der Bilder in Blöcke notwendig macht. Die Prinzipien der Quantisierung und Kodierung gleichen denen der Waveletalgorithmen.

Fraktale Algorithmen unterliegen durch die prinzipielle Fokussierung auf redundante Bildinhalte ebenfalls Einschränkungen der Entwicklungsfähigkeit.

Eine Fortentwicklung von Waveletalgorithmen ist außerhalb der Quantisierung und Kodierung insbesondere über eine optimale Auswahl der zugrunde liegenden Filter möglich:

- die theoretisch indefinite Anzahl von Wavelets legt die optimale Anpassung der Filter an radiologische Bildeigenschaften nahe, die gegenüber natürlichen Bildern völlig unterschiedliche Frequenzcharakteristiken aufweisen
- die kontrastverändernden Eigenschaften von Waveletfiltern verändern die Wahrnehmung schwellenwertnaher Details
- eine geeignete Filterauswahl beeinflusst die notwendige Rechenleistung eines Algorithmus.

Aus den genannten Gründen konzentrierte sich der Versuchsaufbau der Hauptstudie auf

die Optimierung von Waveletalgorithmen durch geeignete Filterauswahl für die Kompression radiologischer Bilder.

### **3 Material und Methode**

#### **3.1 Bildmaterial**

##### **3.1.1 Phantome für Digitale Radiographien (DR)**

Digitale Radiographien werden durch Digitale Direkt Radiographie [90] oder durch Digitale Lumineszenz Radiographie (DLR) [13] erstellt. In der vorliegenden Studie wurden ausschließlich Digitale Lumineszenz Radiographien verwendet (Digiscan, Siemens, Erlangen). In der DLR überführen aus dem Patienten austretende Röntgenquanten lichtstimulierbare Schwermetallhalogenidphosphorverbindungen einer Halbleiterfolie als latentes Bild auf ein höheres Energieniveau. Bei der Auslesung durch einen Helium-Neon-Laserstrahl mißt ein Photomultiplier Lichtemissionen der höherenergetischen Elektronen und wandelt diese in zeitabhängige elektrische Signale um. Die elektrischen Signale werden digitalisiert und weiterverarbeitet. Der Rohdatensatz eines Bildes des Siemens Digiscan besitzt eine Matrix von 2000 x 2000 Pixeln und weist eine Tiefe von 10 Bit entsprechend 1024 Graustufen auf. Nicht nachverarbeitete Rohdatenbilder zeichnen sich in aller Regel durch einen geringen, der Diagnostik nicht angemessenen Kontrast aus [12] und müssen entsprechend nachverarbeitet werden. Das Siemens Digiscan setzt hierfür einen Algorithmus ein, der eine beta- und gamma-Kurven Modifikation durchführt (Synonym: Kontrast- und Ortsfrequenzverarbeitung) [57]. Darüber hinaus muß eine Fensterung der Bilder zur Festlegung des Graustufenbereiches durchgeführt werden. Für diagnostische Zwecke werden die Bilder schließlich auf einem Graustufenmonitor mit einer 8 Bit Grafikkarte (entsprechend 256 Graustufen) visualisiert. Die zur Befundung nachverarbeiteten DLR-Aufnahmen demonstrieren regelhaft eine geringes Bildrauschen insbesondere im Vergleich zu tomografischen Aufnahmen der CT



oder MRT [4].

#### *3.1.1.1 Niedrigfrequenzphantome DR*

Für die Testung diagnostischer Validität im Niedrigfrequenzbereich wurde ein erwerbliches Phantom (im Folgenden: „Lungenrundherde“, TRG, Alvim, Jerusalem [29]) mit Details mit niedrigem Kontrast eingesetzt [Abb. 8, Seite 35].

##### *Lungenrundherde*

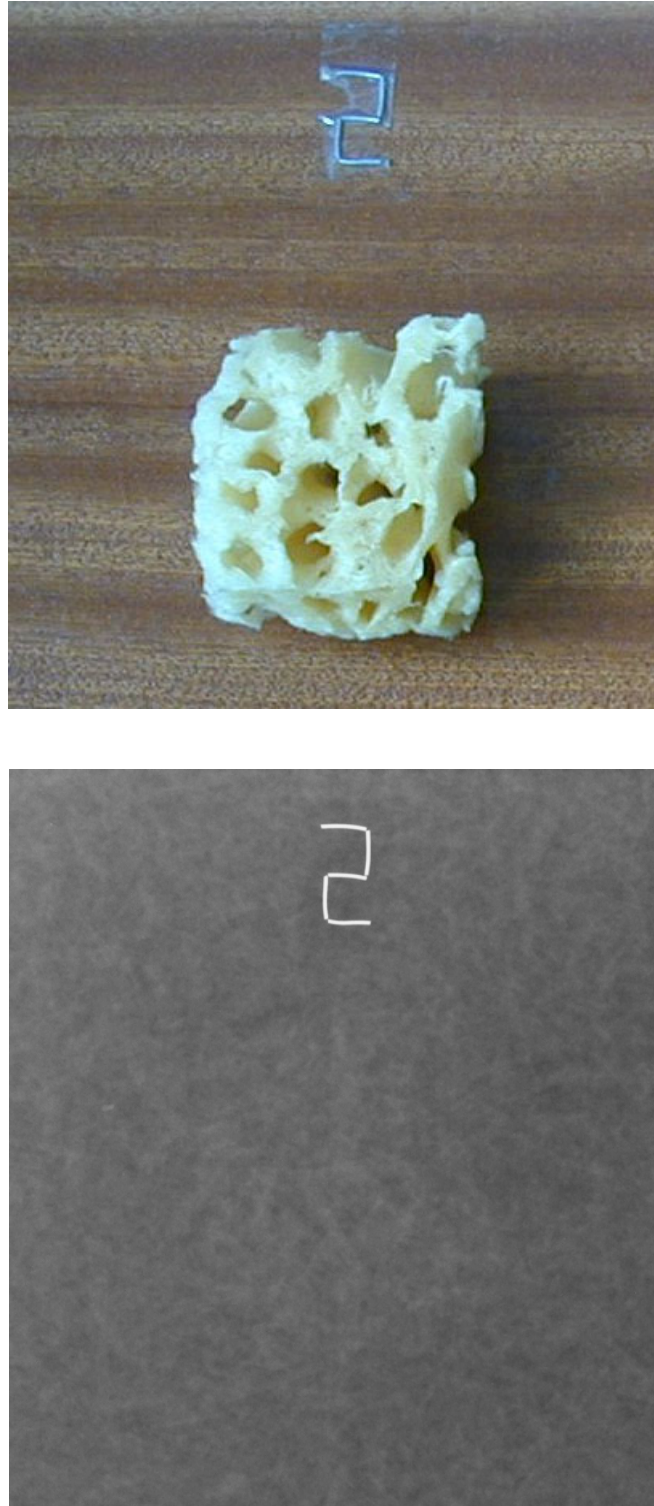
Das Phantom TRG besteht aus einem Grundkörper mit 12 senkrechten Spalten zur Aufnahme von je 10 Testkörpern. Von den 10 Testkörpern einer Spalte enthalten je 5 ein gleichartiges Detail, 5 sind ohne Detail. Die Körper mit oder ohne Detail können in der Spalte frei angeordnet werden. Die Details sind runde Bohrungen, deren Tiefe gleich dem Durchmesser ist. Der Durchmesser nimmt je Spalte von 0,9 bis 2,0 mm zu. In den Spalten 1-6 bestehen die Grundkörper aus PVC (PolyVinylChlorid), in den Spalten 7-12 aus PMMA (PolyMethylMethAcrylate: Plexiglas) [29, 89]. Es wurden 5 Digitale Lumineszenz Radiographien des statistischen Testphantoms mit jeweils veränderter Verteilung der Details angefertigt. Als Streukörper wurden vor und hinter dem Phantom 5 cm Plexiglas angeordnet. Es wurde ein Film-Fokus-Abstand von 2 m und eine Röhrenspannung von 125 kV gewählt. Für den Röhrenstrom betrug die Voreinstellung 5,6 mAs.

#### *3.1.1.2 Gemischt Hoch- und Niedrigfrequenzphantom DR*

Für die Darstellung von Details, die sich aus hoch- und niedrigfrequenter Information zusammensetzen, wurde eigens ein Phantom konstruiert (im Folgenden: „Interstitielle Pneumonie“).

### *Interstitielle Pneumonie*

Eine Spanholzplatte von 1,8 cm Dicke wurde in zehn Felder von 9 x 14 cm aufgeteilt und diese mit Metallmarkierungen numeriert. In Vorstudien wurden Naturschwammstücke mit um jeweils 1 cm ansteigender Dicke auf der Spanholzplatte positioniert, um für eine definierte Geräteeinstellung eine Dicke der Schwammstücke zu finden, die eine schwellenwertnahe Abbildung ähnlich einer interstitiellen Pneumonie im Thoraxröntgenbild generiert (Digitale Lumineszenz Radiographien; 60 kV, 250 mA). Ausgewählt wurde eine Dicke der Naturschwämme von 2,5 cm. In fünf der zehn Felder wurden Naturschwammstücke mit den Abmessungen 2,5 x 3 x 5 cm (Höhe x Breite x Länge) positioniert [Abb. 15]. Abschließend wurden 5 Aufnahmen der DLR mit wechselnder Positionierung der Naturschwammstücke in den numerierten Feldern erstellt und der Rohdatensatz abgespeichert.

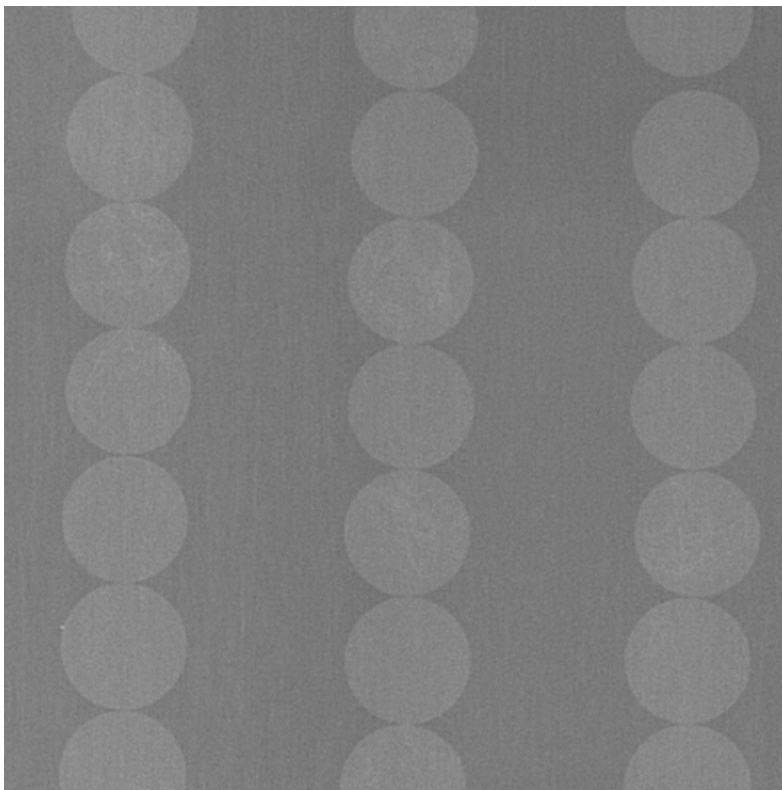


**Abb. 15: Phantom „Interstitielle Pneumonie“ mit gemischt hoch- und niedrigfrequenten Details**  
**Fotografie (oben), Digitale Radiographie (unten)**

### *3.1.1.3 Hochfrequenzphantom DR*

#### *Pneumothorax*

Für die Evaluierung hochfrequenter Bilddetails wurde ebenfalls ein geeignetes Phantom entwickelt. 40 Rundkörper aus PMMA mit einem Durchmesser von 1,5 cm und einer Höhe von 0,5 cm wurden in vier Reihen zu je zehn Stück auf einer 0,2 cm dicken Plexiglasplatte angeordnet. Eine 1 cm dicke Plexiglasplatte wurde als Streukörper vorgeschaltet. Jeweils fünf Rundkörper jeder Säule zu 10 Rundkörpern wurden mit Stahlwolle beklebt. Die Dicke der Stahlwollefäden war in jeder Säule gleich, nahm jedoch von Säule zu Säule zu [Abb. 16]. Nach Vorauswahl anhand von Testaufnahmen wurden Dicken der Stahlwollefäden von 0.035 mm, 0.04 mm, 0.045 mm und 0.05 mm je Säule ausgewählt. Es wurden 5 Digitale Lumineszenz Radiographien mit fünf verschiedenen Anordnungen der Details bei einem Film-Fokus-Abstand von 2 m, 60 kV und 4,08 mAs angefertigt und der Rohdatensatz digital gespeichert.



**Abb. 16: Phantom „Pneumothorax“ mit hochfrequenten Details.  
Fotografie (oben), Digitale Radiographie (unten)**

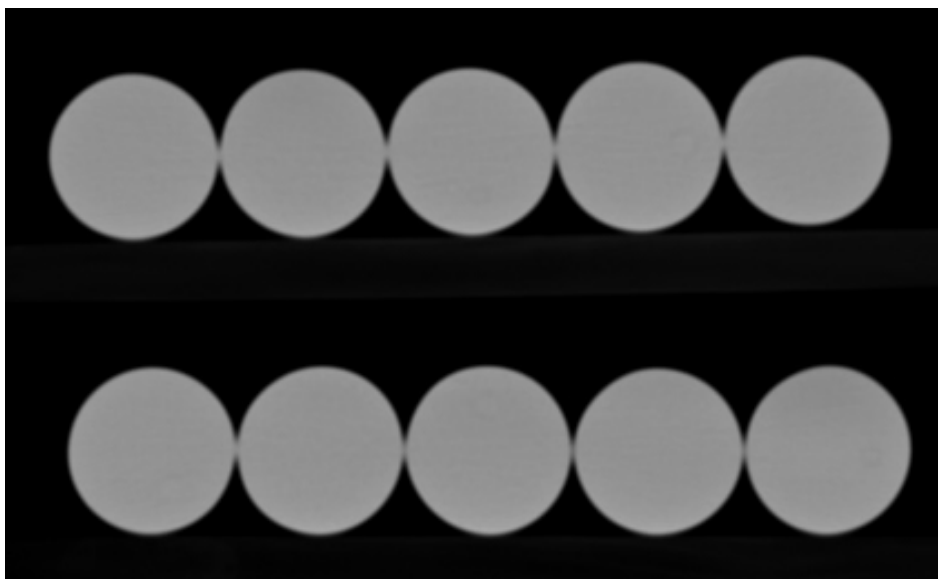
### 3.1.2 Phantom für Computertomographien (CT)

Die für die Studie eingesetzten Computertomographien wurden an einem Siemens Somatom Plus (Siemens, Erlangen) erstellt. Die an diesem Gerät generierten Computertomographien weisen 12 Bit Tiefe entsprechend 4096 Graustufen auf. Für die Diagnostik wird eine Fensterung der Grauwerte durchgeführt; die resultierenden Grauwerte werden auf 256 Graustufen entsprechend der Visualisierung mit 8 Bit Grafikkarten gestaucht oder gestreckt. Die Matrix der Bilder beträgt 512 x 512 Pixel. Im Vergleich zu Digitalen Radiographien fällt bei Computertomographien ein erhebliches Bildrauschen an, dessen Effekt auf die Diagnostik über die Fensterung der Grauwerte reduziert werden kann. Hochfrequente Information spielt bei Computertomographien diagnostisch keine wesentliche Rolle [4], es wurde daher nur ein Phantom für niedrigfrequente Information entwickelt (im Folgenden: „CT Raumforderungen“).

#### 3.1.2.1 Niedrigfrequenzphantom CT

##### *CT Raumforderungen*

Auf eine aufrecht stehende Spanholzplatte wurden zehn Rundkörper aus PMMA mit einem Durchmesser von 4 cm und einer Höhe von 1 cm befestigt. In fünf der Rundkörper wurden Rundstifte aus PVC eingefügt, deren Dicke nach einer vorbereitenden Testreihe auf 0,5 cm festgelegt wurde [Abb. 17]. Es wurden insgesamt 5 Aufnahmen des Phantoms mit wechselnden Positionen der Rundkörper erstellt. Die Aufnahmen wurden mit einer Schichtdicke von 5 mm, einer Röhrenspannung von 120 kV und einem Röhrenstrom von 250 mA ausgeführt und als Rohdatensatz abgespeichert.



**Abb. 17: Phantom „CT Raumforderungen“ mit niedrigfrequenten Details.  
Fotografie (oben), Digitale Radiographie (unten)**

## **3.2 Vorbereitung der Kompression**

### **3.2.1 Kompressionsalgorithmus**

Der in der Vorstudie (Kapitel 2.4) eingesetzte Waveletalgorithmus wurde auch in der fortsetzenden Hauptstudie zur Modifikation von Waveletalgorithmen durch optimale Filter verwendet. Das eingesetzte Waveletkompressionsverfahren „PACC“ (Partitioning, Aggregation, Conditional Coding) unterscheidet sich von herkömmlichen Waveletalgorithmen durch eine Präkodierung nach der Quantisierung zur Optimierung der erreichbaren Kompressionsrate [49, 50]. Multiskalenanalyse, Quantisierung und Kodierung entsprechen den üblichen Techniken.

### **3.2.2 Konversion der Dateiformate**

Die Kompression aller Testbilder erfolgte nach Konversion der DICOM-Rohdaten (Originalbittiefe: 10 Bit DLR respektive 12 Bit CT) in pgm Format. Die Bildrekonstruktion nach Kompression mit den Testfiltern erfolgte wieder aus pgm in DICOM mit Originalbittiefe. Für die eigentliche Bildansicht wurde zusätzlich eine Konversion in GIFF vorgenommen, um die einfache Visualisierung der Testbilder mit durch den Versuchsleiter für jede Gruppe von Phantomen eigens definierten Graustufenfenstern (Window/Center) zu ermöglichen. Die Einstellung der Fensterung entsprach dem klinischen Standard für die jeweiligen Fragestellungen (CT Phantom: Weichteilfenster Abdomen; DLR Phantome: Thorax bzw. Skelettbefundung).



### 3.3 Filterauswahl

Es wurden nach Literaturstudium, subjektiven Vorstudien durch visuelle Bewertung und mathematischer Auswertung der Kompressionsleistung vier im Multimediabereich etablierte Wavelet-Filter ausgewählt. Bei allen Filtern handelte es sich um Standardfilter, die für nicht-medizinische Anwendungen Verbreitung gefunden haben.

Es wurden ausschließlich symmetrische und damit notwendigerweise biorthogonale Filter selektiert. Symmetrische Filter ermöglichen eine Faltung und generieren dadurch reduzierten Rechenaufwand. Darüber hinaus fehlt asymmetrischen Filtern die lineare Phase, was zu einer Fehlerpotenzierung durch örtliche Verschiebung einzelner Approximationen und damit zu verstärkten Artefakten führt [14].

Formal auffälligstes Unterscheidungskriterium der Filter war die sehr unterschiedliche mathematische Komplexität der Filter insbesondere im Hinblick auf zu erwartende Rechenzeiten bei Kodierung und Rekonstruktion datenintensiver Röntgenbilder. Die Komplexität der Filter nimmt mit der ansteigenden Ordnungszahl der Koeffizienten zu ( $5.3 < 9.7 < 18.10 < 22.14$ ).

#### 3.3.1 Bicdf 5.3

Der Filter bicdf 5.3 zeichnet sich durch seine mathematisch niedrige Komplexität im Vergleich mit den anderen herangezogenen Filtern aus. Bicdf 5.3 wurde aufgrund der guten mathematischen Leistungen im verlustfreien Bereich bei gleichzeitig geringer Komplexität als Standardfilter für den verlustlosen Kompressionsmodus des JPEG 2000 Standards ausgewählt [36, 37, 78]. In unserer eigenen, vorbereitenden Evaluierung erhoben wir einen Abfall der mathematischen Effizienz (PSNR, Signal-Rausch-

Verhältnis, siehe Kapitel 3.6.3) bei höheren, verlustbehafteten Kompressionsraten.

### **3.3.2 Bicdf 9.7**

Der Filter bicdf 9.7 hat sich als Standardfilter für natürliche Bilder im Multimediabereich durchgesetzt [2, 14] und wird als Standardfilter für die verlustbehaftete Kompression in JPEG 2000 eingeführt [36, 37]. In den Vorstudien fiel der Filter durch eine hohe PSNR als Indikator einer mathematisch effizienten Kompression auf.

### **3.3.3 Bivil 18.10**

Der Filter bivil 18.10 wurde als Ersatzfilter in JPEG 2000 aufgenommen. Subjektiv und in der Wertung anderer Autoren bestehen Vorteile für Bilder mit überwiegend hochfrequenter Information [81].

### **3.3.4 Bicoif 22.14**

Der Filter bicoif 22.14 weist in der Testserie die höchste Komplexität auf. Andere Autoren berichten von gegenüber bicdf 9.7 mathematisch besseren Kompressionsergebnissen durch einen geringeren quadratischen Fehler [86]. Subjektiv ergaben sich Vorteile der Qualität der rekonstruierten Bilder gegenüber bivil 18.10.

### **3.4 Erhebung geeigneter Kompressionsraten für die ROC-Analyse**

Um den für die Studie geeigneten Qualitätsparameter herauszufinden, der für jedes Phantom eine schwellenwertnahe Darstellung der Details generierte, wurde jeweils eine Testreihe mit dem Filter „bicoif 22.14“ durchgeführt. Dabei wurde der Qualitätsparameter des Kompressionsalgorithmus um jeweils 10, im kritischen Bereich um 2 zugunsten einer zunehmenden Kompressionsrate verändert. Der Qualitätsparameter des PACC-Algorithmus (s.o.) ist dimensionslos und führt zu einer Modifikation des Quantisierers. Mit zunehmendem Qualitätsparameter wird eine größere Anzahl Intervalle auf den resultierenden Koeffizienten abgebildet, so daß höhere Kompressionsraten bei steigenden Informationsverlusten erzielt werden. Durch den Versuchsleiter wurde die Schwelle definiert, bei der eine Einschränkung der Bildqualität für die interessierenden nieder- oder hochfrequenten Details sichtbar wurde. Als geeignete Qualitätsparameter wurden ermittelt: Für das Phantom „Pneumothorax“ 10, für „Interstitielle Pneumonie“ 32, für „Lungenrundherde“ 20, für „CT Raumforderungen“ 20.

Die erhobenen Qualitätsparameter definierten jeweils für eine Gruppe von Phantomen die durch die unterschiedlichen Filter zu erreichenden Zielgrößen der Enddatei. Die Zielgröße wurde durch eine Feinabstimmung des Qualitätsparameters erreicht. Eine Schwankung der Ergebnisgröße um maximal 1% wurde hierbei toleriert, da der bei der Filterung durch verschiedene Filter resultierende Bitstrom nicht gleichermaßen ideal für eine mathematische Weiterverarbeitung sein muß und damit häufig eine exakte Zielwerterreichung unmöglich war.

## **3.5 Visualisierungsumgebung**

### **3.5.1 Visualisierungssoftware**

Als Visualisierungssoftware wurde die frei verfügbare Software Irfan View [34] ausgewählt. Die Bilder wurden je Phantom nach Gruppen sortiert und dann in zufälliger Reihenfolge präsentiert. Die Visualisierung erfolgte für alle Befunder in identischer Reihenfolge in bildschirmfüllendem Format.

### **3.5.2 Hardwareinstallation und Eichung des Monitors**

Die geeignete Hardwareinstallation für eine Evaluierung diagnostischer Röntgenbilder insbesondere im Hinblick auf den Einsatz von PCs an Stelle von Medizinischen Workstations wurde in Vorstudien eingehend untersucht [65, 67, 68]. Aufgrund der hohen Leuchtdichte von maximal  $600 \text{ cd/m}^2$  wurde schließlich für die Bildvisualisierung der Testserie ein Philips Graustufenmonitor Model 21 CY9 mit einer Matrix von  $1024 \times 864$  Pixel (Philips, Eindhoven) ausgewählt. Die Optimierung der Kontrast- und Helligkeitsparameter des Monitors erfolgte vor Beginn der Testserie mit einem Java-basierten Testprogramm [18]. Anhand von Grau- und Farbkeilen in zwei- und dreidimensionaler Darstellung ermittelten zwei Beobachter im Konsens eine optimale Einstellung von Kontrast und Helligkeit des Testmonitors.

Als Computerapplikation wurde ein Standard Windows PC (Pentium II) mit einer Matrox Millenium<sup>®</sup> Grafikkarte verwendet, wie er auch in den zitierten Vorstudien zum Einsatz kam.

Die Bildbetrachtung der eigentlichen Studie durch vier Radiologen wurde bei abgedunkeltem Raum vorgenommen.

## **3.6 Datenerhebung**

### **3.6.1 ROC-Analyse**

Zur Erhebung einer Receiver-Operator-Characteristics Analyse (ROC) [53, 80] wurden die Bilder der Testphantome von 4 erfahrenen Radiologen (3 in fortgeschrittener Weiterbildung, ein Facharzt) beurteilt. Der zu befundende Datensatz bestand aus fünf Variationen jedes der vier Phantome mit jeweils unterschiedlich positionierten Details. Jedes der 20 resultierenden Bilder war wiederum mit 4 unterschiedlichen Filtern komprimiert und rekonstruiert worden, so daß insgesamt 80 Einzelbilder zu befunden waren.

Für das Phantom „Pneumothorax“ wurde die zweite Säule von links mit einer Dicke der Stahlfäden von 0.045 mm [Abb. 16], für das Phantom „Lungenrundherde“ Reihe 11 mit Bohrungen von 1,8 mm [Abb. 8] zur Befundung festgelegt. Entsprechend ergaben sich für jeden Phantomtyp bei 20 Bildern pro Filter insgesamt 200 definierte Positionen, an denen die Existenz oder Abwesenheit eines Details über eine Bewertungsskala von 1 bis 5 angegeben werden mußte. Bei der Beurteilung galt 1 = sicher positiv, 2 = eher positiv, 3 = weder positiv noch negativ, 4 = eher negativ, 5 = sicher negativ. Eine Limitierung der Betrachtungszeit pro Bild bestand nicht. Die Bilder wurden den verblindeten Radiologen in zufälliger, für alle Radiologen jedoch identischer Reihenfolge bei identischen Umgebungsbedingungen im abgedunkelten Raum präsentiert.

Die von den vier Radiologen zu den jeweils 800 Positionen erhobenen gesamten 3200 Einzelbewertungen wurden mit einem im Internet frei erhältlichen ROC-Analyseprogramm verarbeitet [72]. Diese Software errechnet die individuellen Ergebniskurven der Beobachterleistungen sowie absolute Werte für die Flächen unter

den Kurven (AUC, Area under Curve).

### 3.6.2 Quantitative Analyse

Für die Analyse der Kompressionsraten respektive der Ergebnisgrößen wurden die Ausgangs- und die resultierenden Dateigrößen in KBit ermittelt. Als zusätzliche Information diene die Angabe der resultierenden Bit per Pixel (bpp) nach Kompression und Rekonstruktion. Die Bit per Pixel müssen hierbei in Beziehung zu den divergierenden Ausgangsbittiefen gesetzt werden (Computertomographie: 12 Bit; Digitale Lumineszenz Radiographie: 10 Bit).

### 3.6.3 Signal-Rausch-Verhältnis

Als mathematische Determinante der Kompressionswirkung eines Filters diene die PSNR (Pixel Signal to Noise Ratio). Die PSNR ist definiert als der Logarithmus des mittleren quadratischen Fehlers normiert auf die maximalen Pixelwerte:

$$PSNR[dB] = 10 \times \log_{10} \frac{Pixelwert^2}{err^2}$$

Pixelwert = maximaler theoretischer Wert

$$err^2 = \frac{\sum_{Zeile=0}^{\#Zeilen} \sum_{Spalte=0}^{\#Spalten} [P_{orig}(Zeile, Spalte) - P_{rekon}(Zeile, Spalte)]^2}{\#Zeilen \times \#Spalten}$$

### **3.6.4 Subtraktionsaufnahmen**

Zur visuellen Verdeutlichung möglicher Informationsverluste wurden Subtraktionsaufnahmen durchgeführt. Der Bildinhalt rekonstruierter Bilder wurde vom Originalbild abgezogen und als Ergebnisbild dargestellt. Die visuelle Bewertung hinsichtlich identifizierbarer Strukturen des Originalbildes erfolgte durch Konsens zweier Beobachter.

### **3.6.5 Statistik**

Zur statistischen Auswertung der ROC-Analyse wurde Student's t-test durchgeführt und die Beobachterkurven der Filter untereinander verglichen. Als Signifikanzniveau wurde  $p < 0.05$  festgelegt,  $p < 0.001$  galt als hoch signifikant.

## **4 Ergebnisse**

### **4.1 Phantom „Lungenrundherde“**

#### **4.1.1 Quantitative Kompressionsergebnisse**

Eine Übersicht der Ergebnisse der Kompression mit den unterschiedlichen Filtern bei den 5 Testbildern des Phantoms „Lungenrundherde“ zeigt Tab. 1. Die absolute Kompressionsrate im Verhältnis zum Ausgangsbild betrug etwa 1:15,3 mit einer in der Rubrik „Dateigröße“ ersichtlichen Standardabweichung unterhalb 1 %.

#### **4.1.2 Signal-Rausch-Verhältnis**

In Tabelle 2 ist das Signal-Rausch-Verhältnis der Ergebnisbilder nach Kompression dokumentiert. Es ergab sich eine Spannbreite von 0,6083 dB zwischen dem höchsten und dem niedrigsten PSNR. Die absteigende Rangfolge gemessen an den maximalen PSNR-Werten lautete  $\text{bicdf } 9.7 > \text{bicoif } 22.14 > \text{bivil } 18.10 > \text{bicdf } 5.3$ .

#### **4.1.3 ROC-Analyse**

Die Einzelbewertungen der 4 Beobachter finden sich in Tabelle 3 und geben Aufschluß über die Verteilung richtiger oder falscher Wertungen in der Gruppe mit Detail oder ohne Detail. Die errechnete ROC-Kurve für die Summen der Einzelbeobachtungen zeigt Abbildung 18. Die höchste Bewertung erzielte bivil 18.10 mit einer Fläche unter der Kurve ( $A_z$ ) von 0,8433 gegenüber bicdf 5.3 mit 0,8169, bicoif 22.14 mit 0,803 und bicdf 9.7 mit 0,7496. Die Kurven von bicdf 5.3 und bicoif 22.14 zeigen eine Überkreuzung entsprechend einer höheren Zahl richtig positiver Bewertungen für bicoif 22.14 bei gleichzeitig einer höheren Zahl falsch negativer gegenüber bicdf 5.3.



#### 4.1.4 Statistische Analyse

Die höherwertige ROC-Kurve des bestplazierten Filters bivil 18.10 zeigte hohe Signifikanz gegenüber der schlechtesten des Filters bicdf 9.7 ( $p < 0.001$ ). Gegenüber bicoif 22.14 ergab sich für bivil 18.10 ein signifikant besseres Ergebnis mit  $p < 0.05$ . Gegenüber dem nach absolutem ROC-Wert zweitplazierten Filter bicdf 5.3 errechnete sich für bivil 18.10  $p = 0.05$ . Die besseren Ergebnisse des zweitplazierten Filters bicdf 5.3 gegenüber dem dritten bicoif 22.14 verfehlten mit  $p = 0.06$  knapp das Signifikanzniveau. Beide Filter zeigten gegenüber dem letztplazierten bicdf 9.7 signifikant bessere Wertungen (jeweils  $p < 0.05$ ).

Tab. 1: Durchschnittliche Ergebnisse der Kompression mit unterschiedlichen Filtern<sup>1</sup> für die fünf Bilder des Phantoms „Lungenrundherde“

	Bildnr.	bicdf 5.3	bicdf 9.7	bicoif 22.14	bivil 18.10	Mittelwert	Stdabw.
Dateigröße <sup>2</sup>	1	277315	279736	277787	280112	278738	1392
	2	423653	429324	425627	426267	426218	2351
	3	290255	293827	291958	293796	292459	1710
	4	287621	291404	289175	291128	289832	1777
	5	255560	257067	255624	258120	256593	1233
Bpp <sup>3</sup>	1	0,5879	0,5931	0,5889	0,5939		
	2	0,8982	0,9102	0,9024	0,9037		
	3	0,6154	0,6229	0,6190	0,6229		
	4	0,6098	0,6178	0,6131	0,6172		
	5	0,5418	0,5430	0,5419	0,5472		
	Mittelwert	0,6506	0,6574	0,6531	0,6570		

<sup>1</sup>Nach Festlegung einer Richtgröße definiert durch die Ergebnis-Dateigröße. Vorgabe durch Filter bicoif 22.14

<sup>2</sup>in KBit

<sup>3</sup>Bit per pixel; resultierend aus einem Ausgangswert von 10 Bit (Digitale Lumineszenz Radiographie, Digiscan, Siemens, Erlangen)

Tab. 2: Durchschnittliches Signal-Rausch-Verhältnis der Kompression mit unterschiedlichen Filtern für die fünf Bilder des Phantoms „Lungenrundherde“

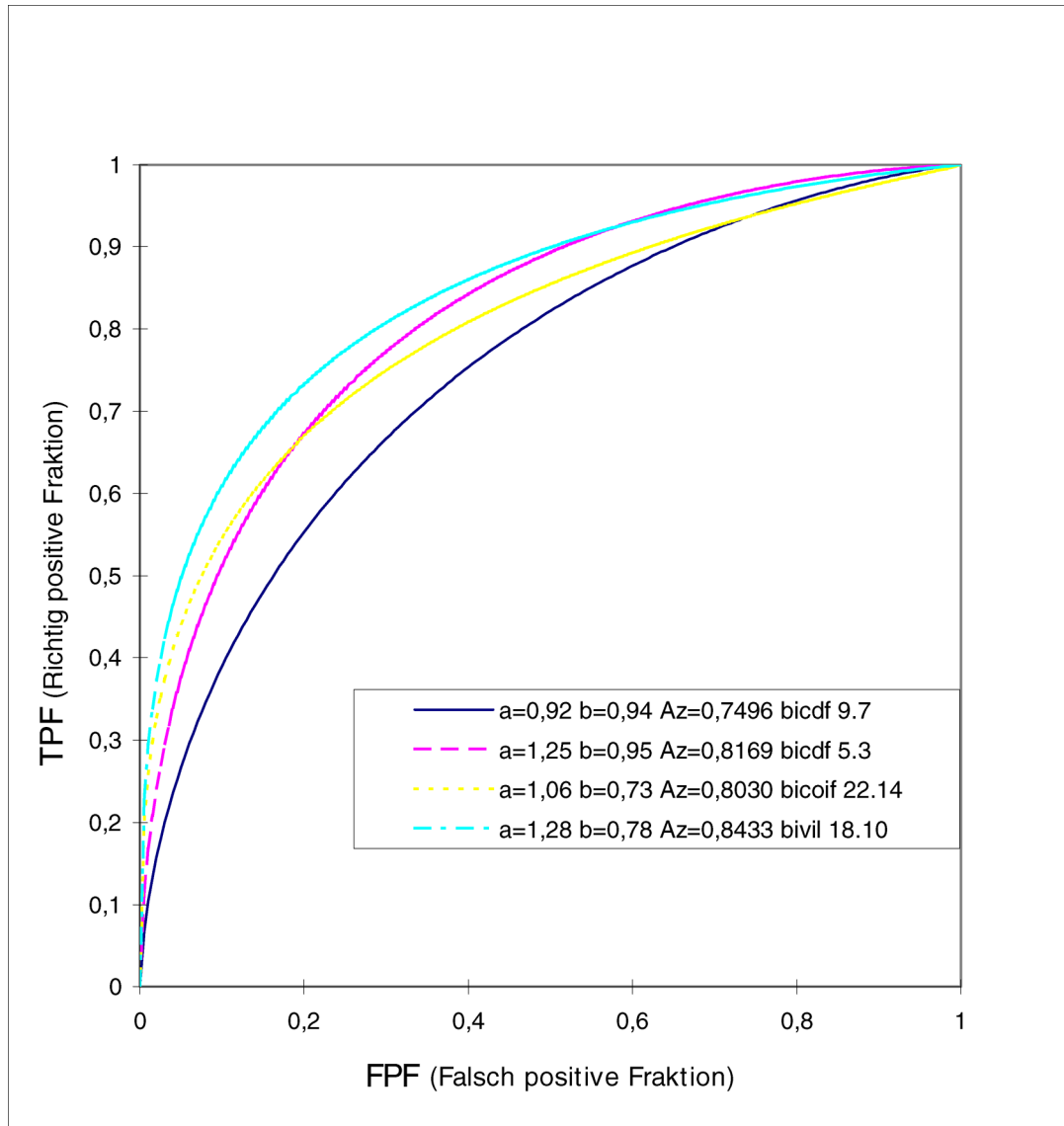
	Bildnr.	bicdf 5.3	bicdf 9.7	bicoif 22.14	bivil 18.10
PSNR <sup>1</sup>	1	47,6303	48,1833	48,1203	48,1160
	2	47,0479	47,7994	47,6787	47,6150
	3	47,5862	48,2001	48,1237	48,1036
	4	47,6224	48,2217	48,1449	48,1279
	5	47,9152	48,4388	48,3807	48,3835
	Mittelwert	47,5604	48,1687	48,0897	48,0692

<sup>1</sup>Pixel Signal-to-noise Ratio [dB], Signal-Rausch-Verhältnis

Tab. 3: Rating unterschiedlicher Filter für das Phantom „Lungenrundherde“

	Rating*	Detail	Kein Detail
bicdf 5.3	1	21	3
	2	53	16
	3	16	43
	4	10	30
	5	0	8
bicdf 9.7	1	18	2
	2	35	19
	3	34	33
	4	12	42
	5	1	4
bicoif 22.14	1	18	1
	2	45	12
	3	25	47
	4	11	36
	5	1	4
bivil 18.10	1	23	1
	2	48	13
	3	17	38
	4	12	43
	5	0	5

\* entsprechend dem Urteil von 4 Radiologen: 1 = sicher positiv, 2 = wahrscheinlich positiv, 3 = weder positiv noch negativ, 4 = wahrscheinlich negativ, 5 = sicher negativ



**Abb. 18: ROC-Kurven unterschiedlicher Filter für das Phantom „Lungenrundherde“**

## **4.2 Phantom „Interstitielle Pneumonie“**

### **4.2.1 Quantitative Kompressionsergebnisse**

Die quantitativen Kompressionsergebnisse ergeben sich aus Tabelle 4. Die Kompressionsrate der unterschiedlichen Filter für das Phantom „Interstitielle Pneumonie“ lag bei etwa 1:117,1 mit einer Standardabweichung unter 1 %.

### **4.2.2 Signal-Rausch-Verhältnis**

Die Signal-Rausch-Verhältnisse der Ergebnisbilder nach Kompression dokumentiert Tabelle 5. Der maximale Unterschied der PSNR betrug 0,1949 dB zwischen bicoif 22.14 (49,1807 dB) und bicdf 5.3 (48,9858 dB). Die absteigende Rangfolge gemessen an den maximalen PSNR-Werten lautete  $\text{bicoif 22.14} > \text{bicdf 9.7} > \text{bivil 18.10} > \text{bicdf 5.3}$ .

### **4.2.3 ROC-Analyse**

Tabelle 6 gibt Auskunft über die Summe der richtigen und falschen Einzelbewertungen für Felder mit und ohne Detail. Abbildung 19 zeigt die transformierten Einzelbeobachtungen als ROC-Kurven mit den Flächen unter der Kurve von 0,9754 für bicdf 9.7; 0,9680 für bicdf 5.3; 0,9617 für bivil 18.10; 0,9553 für bicoif 22.14. Eine Überkreuzung der ROC-Kurven dokumentiert bicdf 5.3 sowohl mit bicdf 9.7 als auch mit bivil 18.10. Gegenüber beiden Filtern erheben wir entsprechend für bicdf 5.3 eine erniedrigte Rate richtig positiver bei einer höheren Rate richtig negativer Bewertungen.

### **4.2.4 Statistische Analyse**

Das Ergebnis des höchstplatzierten Filters bicdf 9.7 gegenüber dem am Schlechtesten bewerteten bicoif 22.14 liegt bei  $p = 0.06$ . Die Ergebnisse der Signifikanzprüfung des

Ergebnisses von bicdf 9.7 im Vergleich mit bivil 18.10 und bicdf 5.3 lagen bei  $p < 0.15$ .

Für den Vergleich des Ergebnisses des zweitplazierten bicdf 5.3 mit dem schlechtplaziertesten bicoif 22.14 ergab sich ebenfalls ein  $p < 0.15$ . Für den Vergleich bivil 18.10 mit bicoif 22.14 war  $p > 0.2$ .

Tab. 4: Durchschnittliche Ergebnisse der Kompression mit unterschiedlichen Filtern<sup>1</sup> für die fünf Bilder des Phantoms „Interstitielle Pneumonie“

	Bildnr.	bicdf 5.3	bicdf 9.7	bicoif 22.14	bivil 18.10	Mittelwert	Stdabw.
Dateigröße <sup>2</sup>	1	34633	34291	34429	34821	34544	232
	2	40638	40773	40318	40524	40563	193
	3	39838	39845	39763	39823	39817	37
	4	39960	40051	39716	39943	39918	142
	5	45436	45642	45623	45505	45552	98
Bpp <sup>3</sup>	1	0,0737	0,0732	0,0733	0,0741		
	2	0,0865	0,0868	0,0858	0,0862		
	3	0,0848	0,0848	0,0846	0,0847		
	4	0,0850	0,0852	0,0843	0,0850		
	5	0,0969	0,0971	0,0971	0,0968		
	Mittelwert	0,0854	0,0854	0,0850	0,0854		

<sup>1</sup>Nach Festlegung einer Richtgröße definiert durch die Ergebnis-Dateigröße. Vorgabe durch Filter bicoif 22.14

<sup>2</sup>in KBit

<sup>3</sup>Bit per pixel; resultierend aus einem Ausgangswert von 10 Bit (Digitale Lumineszenz

Radiographie, Digiscan, Siemens, Erlangen)



Tab. 5: Durchschnittliches Signal-Rausch-Verhältnis der Kompression mit unterschiedlichen Filtern für die fünf Bilder des Phantoms „Interstitielle Pneumonie“

	Bildnr.	bicdf 5.3	bicdf 9.7	bicoif 22.14	bivil 18.10
PSNR <sup>1</sup>	1	49,5183	49,6744	49,6970	49,6824
	2	49,0284	49,2123	49,2208	49,2041
	3	48,8842	49,0748	49,0898	49,0627
	4	48,9743	49,1793	49,1816	49,1479
	5	48,5238	48,7040	48,7145	48,6537
	Mittelwert	48,9858	49,1689	49,1807	49,1501

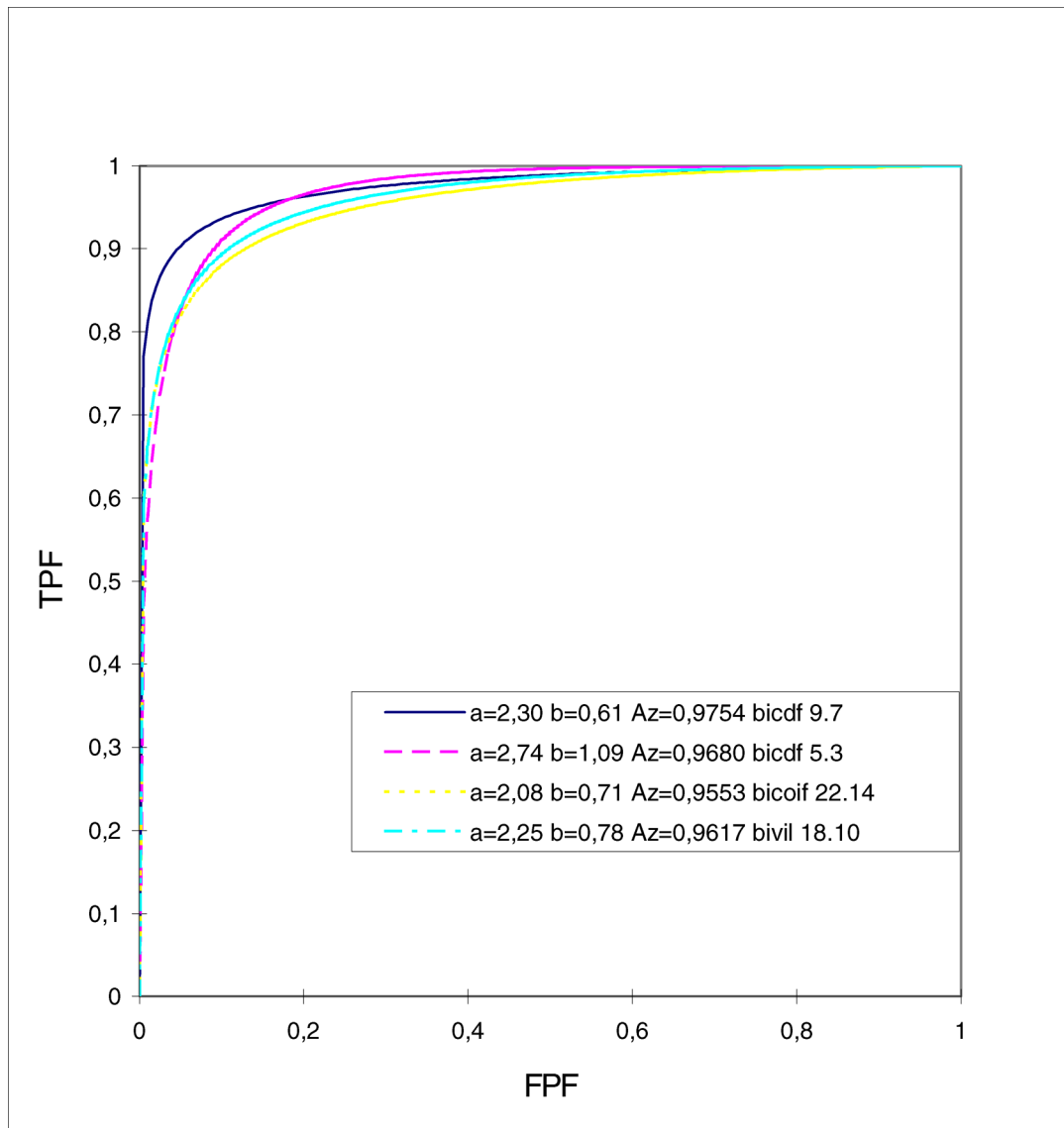
---

<sup>1</sup>Pixel Signal-to-noise Ratio [dB]

Tab. 6: Rating unterschiedlicher Filter für das Phantom „interstitielle Pneumonie“

	Rating*	Detail	Kein Detail
bicdf 5.3	1	32	0
	2	42	3
	3	24	23
	4	2	48
	5	0	26
bicdf 9.7	1	28	0
	2	43	0
	3	25	22
	4	4	49
	5	0	29
bicoif 22.14	1	35	0
	2	35	2
	3	27	28
	4	2	53
	5	1	17
bivil 18.10	1	25	0
	2	45	1
	3	24	21
	4	6	45
	5	0	33

\* entsprechend dem Urteil von 4 Radiologen: 1 = sicher positiv, 2 = wahrscheinlich positiv, 3 = weder positiv noch negativ, 4 = wahrscheinlich negativ, 5 = sicher negativ



**Abb. 19: ROC-Kurven unterschiedlicher Filter für das Phantom „Interstitielle Pneumonie“**

### **4.3 Phantom „Pneumothorax“**

#### **4.3.1 Quantitative Kompressionsergebnisse**

Die quantitativen Kompressionsergebnisse zeigt Tabelle 7. Die mittlere Kompressionsrate der verschiedenen Filter lag bei etwa 1:13,7 mit einer Standardabweichung unter 1%.

#### **4.3.2 Signal-Rausch-Verhältnis**

Tabelle 8 illustriert das durch die 4 unterschiedlichen Filter erzielte Signal-Rausch-Verhältnis. Die maximale Differenz der Filterwerte betrug 0,5727 dB zwischen bicoif 5.3 (53,5188 dB) und bicdf 9.7 (54,0915 dB). Die nach der PSNR ermittelte absteigende Reihenfolge der Filter lautete: bicdf 9.7 > bicoif 22.14 > bivil 18.10 > bicdf 5.3.

#### **4.3.3 ROC-Analyse**

In Tabelle 9 sind die Ergebnisse der Einzelbeobachtungen aufgeführt. Die zugehörigen ROC-Kurven zeigt Abbildung 20. Die größte Fläche unter der Kurve erzielte bicdf 9.7 mit 0,9836 gegenüber bicdf 5.3 mit 0,9788, bicoif 22.14 mit 0,9748 und bivil 18.10 mit 0,964. Der zweitplatzierte Filter bicdf 5.3 zeigte eine Überkreuzung mit allen anderen Kurven. Diese Überkreuzung veranschaulichte eine gegenüber allen anderen Filtern erniedrigte Rate richtig positiver bei gleichzeitig höherer Rate richtig negativer Beobachtungen.

#### **4.3.4 Statistische Analyse**

Die beobachteten Unterschiede der Flächen unter der Kurve im Vergleich der Filter verfehlten das Signifikanzniveau. Der Unterschied zwischen dem erstplatzierten Filter bicdf 9.7 und dem dritt- sowie dem letztplatzierten bicoif 22.14 respektive bivil 18.10 erreichte ein  $p < 0.1$ . Der Vergleich zwischen dem zweitplatzierten bicdf 5.3 und dem

letztplazierten bivil 18.10 zeigte ein  $p < 0.15$ . Die p-Werte der Vergleiche des erst- mit dem zweitplazierten sowie des dritt- mit dem viertplazierten lagen über 0.2 (bicdf 9.7 versus bicdf 5.3 respektive bicoif 22.14 versus bivil 18.10).

Tab. 7: Durchschnittliche Ergebnisse der Kompression mit unterschiedlichen Filtern<sup>1</sup> für die fünf Bilder des Phantoms „Pneumothorax“

	Bildnr.	bicdf 5.3	bicdf 9.7	bicoif 22.14	bivil 18.10	Mittelwert	Stdabw.
Dateigröße <sup>2</sup>	1	342633	343493	344207	344568	343725	854
	2	333357	333329	334311	334631	333907	664
	3	339256	339132	340432	340575	339849	760
	4	344160	344166	345161	345541	344757	703
	5	359616	358509	359839	360290	359564	757
Bpp <sup>3</sup>	1	0,7345	0,7282	0,7297	0,7305		
	2	0,7067	0,7067	0,7088	0,7094		
	3	0,7193	0,7190	0,7217	0,7220		
	4	0,7296	0,7297	0,7318	0,7326		
	5	0,7624	0,7601	0,7629	0,7638		
	Mittelwert	0,7305	0,7287	0,7310	0,7317		

<sup>1</sup>Nach Festlegung einer Richtgröße definiert durch die Ergebnis-Dateigröße. Vorgabe durch Filter bicoif 22.14

<sup>2</sup>in KBit

<sup>3</sup>Bit per pixel; resultierend aus einem Ausgangswert von 10 Bit (Digitale Lumineszenz Radiographie, Digiscan, Siemens, Erlangen)

Tab. 8: Durchschnittliches Signal-Rausch-Verhältnis der Kompression mit unterschiedlichen Filtern für die fünf Bilder des Phantoms „Pneumothorax“

	Bildnr.	bicdf 5.3	bicdf 9.7	bicoif 22.14	bivil 18.10
PSNR <sup>1</sup>	1	53,5129	54,0258	53,9774	53,9009
	2	53,5771	54,1231	54,0914	54,0161
	3	53,5477	54,1085	54,0789	53,9927
	4	53,5463	54,1143	54,0724	53,9864
	5	53,4098	54,0860	54,0498	53,9608
	Mittelwert	53,5188	54,0915	54,0540	53,9714

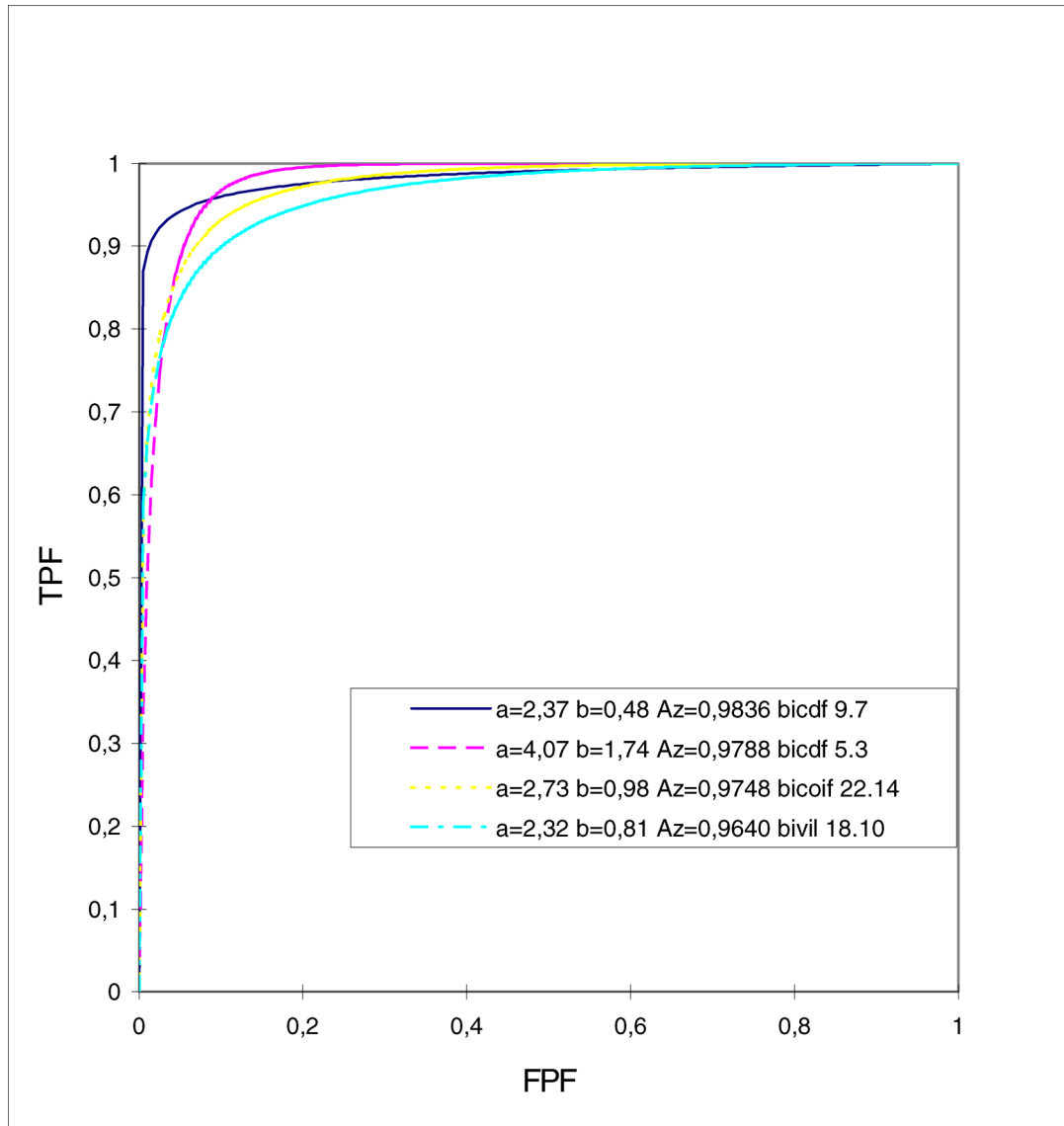
<sup>1</sup>Pixel Signal-to-noise Ratio [dB]

Tab. 9: Rating unterschiedlicher Filter für das Phantom „Pneumothorax“

	Rating*	Detail	Kein Detail
bicdf 5.3	1	26	0
	2	49	3
	3	25	24
	4	0	57
	5	0	16
bicdf 9.7	1	44	0
	2	35	0
	3	19	29
	4	2	58
	5	0	13
bicoif 22.14	1	35	0
	2	41	2
	3	22	22
	4	2	59
	5	0	17
bivil 18.10	1	37	0
	2	37	2
	3	23	28
	4	3	57
	5	0	13

\* entsprechend dem Urteil von 4 Radiologen: 1 = sicher positiv, 2 = wahrscheinlich positiv, 3 = weder positiv noch negativ, 4 = wahrscheinlich negativ, 5 = sicher negativ





**Abb. 20: ROC-Kurven unterschiedlicher Filter für das Phantom „Pneumothorax“**

## **4.4 Phantom „CT Raumforderungen“**

### **4.4.1 Quantitative Kompressionsergebnisse**

Tabelle 10 veranschaulicht die Ergebnisse der Kompression für das computertomographische Phantom mit 12 Bit. Das Kompressionsverhältnis lag bei etwa 1:31,6 mit einer Standardabweichung unter 1 %.

### **4.4.2 Signal-Rausch-Verhältnis**

In Tabelle 11 ist das Signal-Rausch-Verhältnis der Ergebnisbilder nach Kompression festgehalten. Der Unterschied zwischen dem höchsten und dem niedrigsten PSNR-Wert betrug 0,7067 dB (bivil 18.10: 65,6963 dB; bicdf 9.7: 66,403). Die absteigende Rangfolge gemessen an den maximalen PSNR-Werten lautete: bicdf 9.7 > bicdf 5.3 > bicoif 22.14 > bivil 18.10.

### **4.4.3 ROC-Analyse**

Die absoluten Ergebnisse der Einzelbeobachtungen der ROC-Analyse zeigt Tabelle 12. Die daraus errechneten ROC-Kurven demonstriert Abbildung 21. Es ergaben sich Flächen unter der Kurve von 0,9632 für bicoif 22.14; 0,9615 für bivil 18.10; 0,9583 für bicdf 9.7; 0,9542 für bicdf 5.3. Sowohl bivil 18.10 als auch bicoif 22.14 verdeutlichten durch eine Überkreuzung der ROC-Kurven mit bicdf 9.7 und bicdf 5.3 eine niedrigere Rate richtig positiver bei einer höheren Rate richtig negativer Beobachtungen.

### **4.4.4 Statistische Analyse**

In der statistischen Analyse demonstrierten die beobachteten Unterschiede der Flächen unter den Kurven keine statistische Signifikanz. Für den Vergleich des Filters mit der

größten gegen die geringste Fläche unter der Kurve (bicoif 22.14 versus bicdf 5.3) ergab sich ein  $p < 0.1$ . Im Vergleich der Flächen unter den Kurven des zweit- gegen den letztplazierten Filter (bivil 18.10 versus bicdf 5.3) fand sich ein  $p < 0.15$ .

Tab. 10: Durchschnittliche Ergebnisse der Kompression mit unterschiedlichen Filtern<sup>1</sup> für die fünf Bilder des Phantoms „CT Raumforderungen“

	Bildnr.	bicdf 5.3	bicdf 9.7	bicoif 22.14	bivil 18.10	Mittelwert	Stdabw.
Dateigröße <sup>2</sup>	1	12487	12600	12418	12552	12514	79
	2	11978	12030	11987	11936	11983	39
	3	12861	12935	12850	12913	12890	41
	4	11109	11137	11019	11184	11112	69
	5	13760	13658	13835	13712	13741	75
Bpp <sup>3</sup>	1	0,3811	0,3845	0,3790	0,3831		
	2	0,3655	0,3671	0,3658	0,3643		
	3	0,3925	0,3947	0,3922	0,3941		
	4	0,3390	0,3399	0,3363	0,3413		
	5	0,4199	0,4168	0,4222	0,4185		
	Mittelwert	0,3796	0,3806	0,3791	0,3803		

<sup>1</sup>Nach Festlegung einer Richtgröße definiert durch die Ergebnis-Dateigröße. Vorgabe durch Filter bicoif 22.14

<sup>2</sup>in KBit

<sup>3</sup>Bit per pixel; resultierend aus einem Ausgangswert von 12 Bit (CT, Somatom Plus, Siemens, Erlangen)

Tab. 11: Durchschnittliches Signal-Rausch-Verhältnis der Kompression mit unterschiedlichen Filtern für die fünf Bilder des Phantoms „CT Raumforderungen“

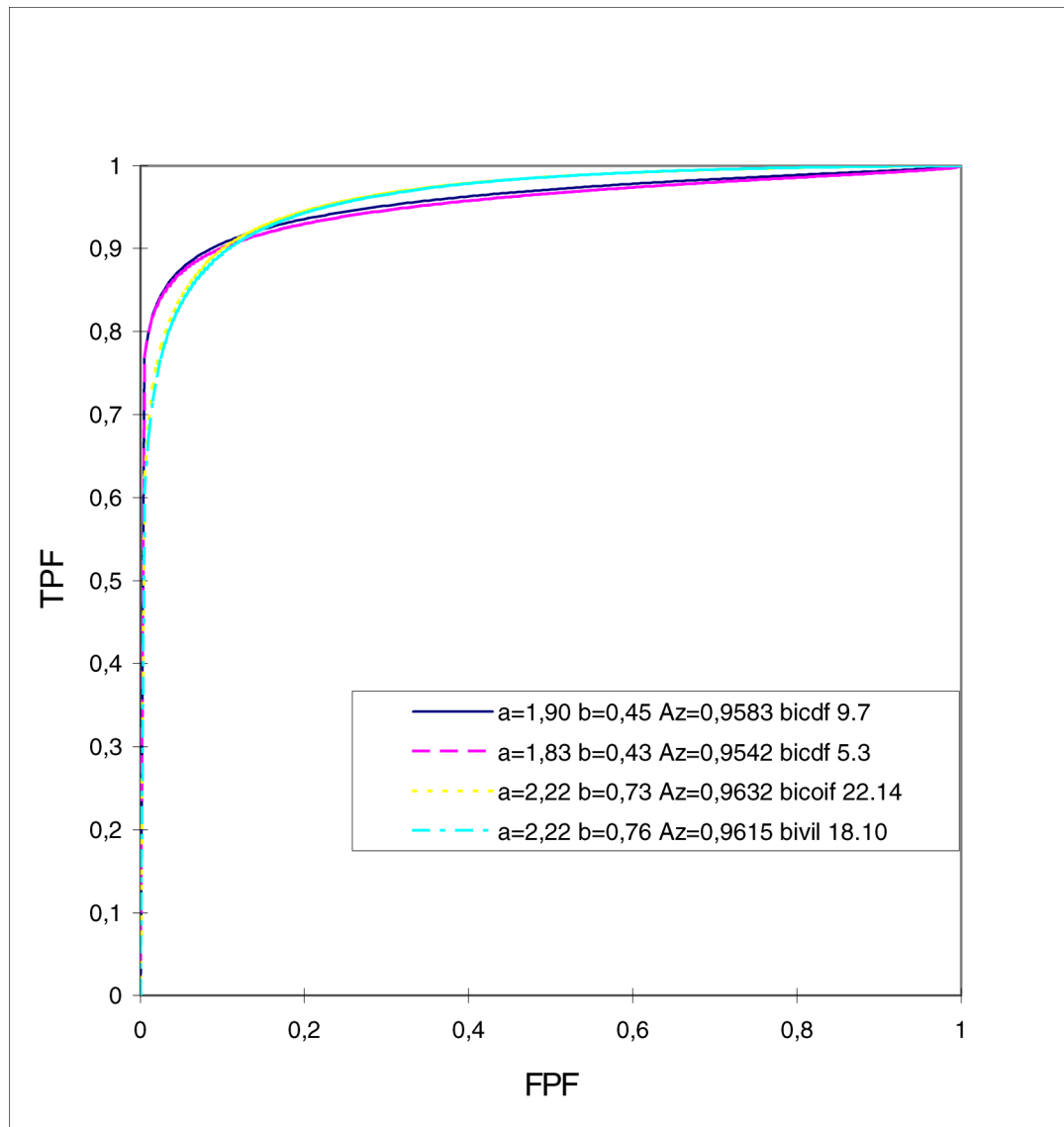
	Bildnr.	bicdf 5.3	bicdf 9.7	bicoif 22.14	bivil 18.10
PSNR <sup>1</sup>	1	66,2883	66,5005	66,0733	65,7022
	2	66,2587	66,5126	66,3027	65,8006
	3	66,1989	66,4205	65,9725	65,5616
	4	66,9728	67,2567	66,8988	66,5099
	5	65,2779	65,3248	65,4872	64,9071
	Mittelwert	66,1993	66,4030	66,1469	65,6963

<sup>1</sup>Pixel Signal-to-noise Ratio [dB]

Tab. 12: Rating unterschiedlicher Filter für das Phantom „Raumforderung CT“

	Rating*	Detail	Kein Detail
bicdf 5.3	1	44	0
	2	40	3
	3	12	27
	4	2	52
	5	2	18
bicdf 9.7	1	41	0
	2	42	1
	3	10	29
	4	7	49
	5	0	21
bicoif 22.14	1	35	0
	2	45	3
	3	16	24
	4	4	64
	5	0	9
bivil 18.10	1	37	1
	2	44	1
	3	14	17
	4	4	67
	5	1	14

\* entsprechend dem Urteil von 4 Radiologen: 1 = sicher positiv, 2 = wahrscheinlich positiv, 3 = weder positiv noch negativ, 4 = wahrscheinlich negativ, 5 = sicher negativ



**Abb. 21: ROC-Kurven unterschiedlicher Filter für das Phantom „CT Raumforderungen“**

## **4.5 Subtraktionsaufnahmen**

In der durch zwei Beobachter vorgenommenen visuellen Bewertung der Subtraktionsaufnahmen konnte für keines der Phantome für Digitale Radiographien oder Computertomographien ein das Hintergrundrauschen übersteigender optischer Effekt nachgewiesen werden. Insbesondere fanden sich keine Konturen der auf den Phantomen abgebildeten kritischen Details oder sonstige, dem Originalbild zuordnungsbare Strukturen.



## 5 Diskussion

In der vorgestellten Studie wurde der Einfluß unterschiedlicher Filter auf die Bildqualität waveletkomprimierter Röntgenbilder untersucht. Hierzu wurden Phantome der Digitalen Radiographie und der Computertomographie eingesetzt. Die zum Teil selbst gefertigten Phantome stellten Prüfkörper für niedrigfrequente, gemischt-frequente und hochfrequente Bildinformation im schwellenwertnahen Bereich dar.

Die eingesetzten Waveletfilter unterschieden sich insbesondere durch ihre variable Komplexität. Alle 4 gegeneinander evaluierten Filter finden im Multimediabereich Anwendung. Einige der Filter sind bereits für den neuen Kompressionsstandard „JPEG 2000“ vorgesehen.

Es konnte gezeigt werden, daß durch Einsatz unterschiedlicher Filter insbesondere im Niedrigfrequenzbereich signifikante Unterschiede des Rekonstruktionsergebnisses der Röntgenbilder resultierten. Trotz eines partiell uneinheitlichen Ergebnisses der visuellen Analyse fanden sich Vorteile für komplexere Filter. Für Details im hochfrequenten Bereich demonstrierten wir eine Paarbildung der höher komplexen gegenüber den niedriger komplexen Filtern mit Vorteilen für die weniger breit angelegten Filter. Insgesamt ergaben sich für Details im hochfrequenten Bereich kaum signifikante Unterschiede; p-Werte unter 0.1 erlaubten jedoch die Bestätigung durch die ROC-Kurven indizierter Trends.

Die durch die ROC-Analyse erhobenen Ergebnisse korrelierten in keiner Weise mit den gleichzeitig mathematisch erhobenen PSNR-Werten, wie sie üblicherweise in der Bildverarbeitung als Größe zur Bestimmung der Qualität rekonstruierter Ergebnisbilder

herangezogen werden. Ursache hierfür ist, daß die Reduktion des Bildrauschens durch die Waveletkompression in der PSNR als negative Einflußgröße abgebildet wird. Bei medizinischen Röntgenbildern führt jedoch die Minimierung des Bildrauschens zu einer erhöhten Erkennbarkeit von Details insbesondere im schwellenwertnahen Bereich. Entsprechend verbesserten sich die Ergebnisse der schwellenwertnah durchgeführten ROC-Analyse ungleichsinnig zu den PSNR-Werten.

## **5.1 Methodik**

### **5.1.1 Phantome**

Drei von 4 in der beschriebenen Studie eingesetzten Phantome wurden selbst entworfen, an Probebildern hinsichtlich ihres Detailkontrastes evaluiert und schließlich in ihrer endgültigen Form angefertigt. Der Grund für dieses Vorgehen lag darin, daß bis auf das für niedrigfrequente Details eingesetzte Phantom TRG („Lungenherde“) keine Phantome kommerziell erhältlich waren, die die gestellten Anforderungen erfüllten. Diese Anforderungen lauteten wie folgt:

Es sollten mindestens fünf schwellenwertnahen Details an mindestens doppelter Anzahl eindeutig definierter Orte präsentiert werden

Die Details eines Phantoms sollten durchgängig jeweils niedrigfrequente, hochfrequente oder gemischt-frequente Information zeigen

Die Details sollten pathologische Befunde in klinischen Röntgenbildern nachempfinden

Für die Computertomographie sollte ein Niedrigfrequenzphantom eingesetzt werden, für die Digitale Radiographie Niedrigfrequenz-, Hochfrequenz- und gemischt-frequente Phantome

Die Verwendung natürlicher Bilder wie von Thoraxaufnahmen mit flauen Rundherden, Pneumothoraces oder beginnenden interstitiellen Pneumonien wurde verworfen, da eine geeignete Sammlung von Bildern mit schwellenwertnahen Befunden im eigenen Hause nur unvollständig erstellt werden konnte. Nach den Erfahrungen von Kundel et al. werden auch kleine pulmonale Raumforderungen vom Befunder mit hoher Wahrscheinlichkeit

innerhalb von 0.2 Sekunden wahrgenommen. Darüber hinaus spielen schwellenwertnahe Befunde in der klinischen Praxis nur eine nachgeordnete Rolle [41, 42, 43]. Für eine Eignung in dieser Studie hätten die Aufnahmen zudem nicht als konventionelle Röntgenbilder, sondern originär als Digitale Radiographien im DICOM-Format vorliegen müssen.

Das in dieser Studie eingesetzte kommerzielle Phantom TRG (hier: „Lungenherde“) hat seine praktische Eignung für die statistische Objektivierung der Erkennbarkeit schwellenwertnaher, kontrastarmer Details bereits in einer Reihe von Vorläuferstudien bewiesen [64, 67, 68, 89]. Das Phantom ermöglicht gegenüber den herkömmlichen Phantomen höhere Objektivität, indem es mehrere identische Details an wechselnden Positionen enthält und damit in Verbindung mit der Beurteilung nach einer mehrstufigen Bewertungsskala das Prüfergebnis von der Entscheidungshaltung des Beobachters weitgehend unabhängig läßt [53, 54]. Die optimale kritische Detailgröße für die Errechnung der ROC-Kurven kann bei dem statistischen Testphantom auch nach Anfertigung der Testaufnahmen selektiert werden. In die Bewertung geht nur die Säule ein, deren schwelennahe Details eine ROC-Kurve im sensitivsten Bereich bewirken [Abb. 8] [33]. Die Anfertigung der Digitalen Lumineszenz Radiographien des Phantoms erfolgte mit identischen Vorgaben hinsichtlich des Röhrenstromes und der Röhrenspannung unter Zuhilfenahme eines Streukörpers, um die Aufnahmebedingungen realistisch zu gestalten.

Schematisch entsprechen die selbst erstellten Phantome für Digitale Radiographien und Computertomographien dem oben genannten kommerziellen Phantom. Auch das Phantom „Pneumothorax“ erlaubt die Selektion unterschiedlicher Detailgrößen, um auf einfache Weise schwellenwertnahe Bewertungen zu erzielen [Abb. 16]. Zur Repräsentation hochfrequenter Details, wie sie durch Pneumothoraces oder durch feine Frakturlinien bei

Aufnahmen menschlicher Knochen abgebildet werden, erwies sich handelsübliche Stahlwolle als geeignet [39]. Das Phantom „Interstitielle Pneumonie“ sollte gleichlautende Veränderungen menschlicher Thoraxaufnahmen nachempfinden [Abb. 15]. Die hierfür benutzten, hinsichtlich ihrer Dicke identisch zugeschnittenen Badeschwämme wurden daher auf eine Sperrholzplatte verbracht, die in ähnlicher Weise wie die Details selbst hoch- und niedrigfrequente Information gleich dem menschlichen Lungengerüst generierte.

Das CT Phantom „CT Raumforderungen“ sollte beispielhaft für pathologische Raumforderungen in der CT stehen, wie sie im Weichteilfenster z.B. als Leber- oder Hirnläsionen gesehen werden. Um die geforderte Schwellenwertnähe zu erreichen, wurden die Werkstoffe PVC (Rundkörper) und PMMA (Detail) miteinander kombiniert [Abb. 17].

Für alle genannten Phantome gilt, daß nur die kritischen Details natürlicher Bilder nachempfunden wurden. Die Umgebungsinformationen, wie sie im natürlichen Bild beispielsweise den Rippen, dem Mediastinum oder den umgebenden Weichteilen einer Thoraxaufnahme entsprechen würden, findet sich durch die Phantome nicht abgebildet. Entsprechend verändert sich im mathematischen Sinne die Energieverteilung der Phantomaufnahmen gegenüber natürlichen Aufnahmen. Dieser Umstand erklärt die gemessen an herkömmlichen Röntgenaufnahmen auffällig hohe Kompressionsrate z.B. des Phantoms „Interstitielle Pneumonie“. Eine Bewertung der Kompressionsraten in Bezug auf den Absolutwert wurde daher nicht vorgenommen.

### **5.1.2 Eigenschaften Digitaler Radiographien versus Computertomographien**

Digitale Radiographien unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Bildparameter grundlegend

von Computertomographien. Digitale Lumineszenz Radiographien des Siemens Digiscan weisen eine Tiefe von 10 Bit auf, die üblicherweise im klinischen Gebrauch vollständig berechnet und anschließend durch die Grafikkarte zu 256 Graustufen linear reduziert auf einem Monitor oder als Filmkopie dargestellt werden. Computertomographien zeichnen sich allgemein gegenüber Digitalen Radiographien durch erheblich vermehrtes Bildrauschen aus. Die Tiefe der Computertomographien eines Siemens Somatom Plus beträgt 12 Bit. Für die Diagnostik müssen gemäß den individuellen Erfordernissen die Fensterwerte nach Lungengewebe, Weichteilgewebe, Knochen usw. modifiziert werden, was in der Regel auch das Bildrauschen signifikant vermindert. Ähnliche Eigenschaften gelten für die Magnetresonanztomographie [4, 88]. Das hier eingesetzte Testphantom „CT Raumforderungen“ wurde wie in der Praxis medizinischer Bildkompression als Rohdatenbild mit 12 Bit komprimiert, so daß vermutlich bereits durch die Waveletfilterung eine Verminderung des Bildrauschens erzielt wurde. Die endgültige Darstellung des Testbildes erfolgte nach Fensterung im engen „Weichteilfenster Abdomen“ mit einer zusätzlichen, weitreichenden Rauschunterdrückung. Das Bildrauschen fand somit in die visuelle ROC-Analyse im Gegensatz zur mathematischen PSNR-Berechnung kaum Eingang.

Die abbildbaren Bildpunkte der Digitalen Lumineszenz Radiographie mit einer Matrix von 2000 x 2000 Pixeln überstiegen die der Computertomographie mit 512 x 512 Pixeln. In der klinischen Praxis führt die hohe Ortsauflösung zu einem hohen Stellenwert hochfrequenter Details wie beispielsweise Pneumothorax- oder Frakturlinien [3, 12, 13, 32, 73, 88]. Diesem Umstand wurde durch Anfertigung des oben beschriebenen Hochfrequenzphantoms („Pneumothorax“) Rechnung getragen. In der klinischen Computertomographie spielen hochfrequente Informationen keine wesentliche Rolle, so

daß auf ein für diesen Zweck konstruiertes Phantom verzichtet wurde [4].

### **5.1.3 Wavelet-Algorithmus**

Der Einsatz von Waveletalgorithmen für die Bilddatenkompression ist heute weiterhin experimentell und entbehrt einer umfassenden Standardisierung. Entsprechend umfangreich ist die Bandbreite von Algorithmen, die als Shareware oder kommerzielle Produkte bezogen werden können. Allen Waveletalgorithmen gemeinsam ist die schrittweise Folge von Multiskalenanalyse, Quantisierung und Kodierung nach den in der Einleitung beschriebenen Prinzipien. Der in dieser Studie eingesetzte Waveletalgorithmus PACC folgt den aufgezeigten Prinzipien der Waveletkompression bis auf die Phase der Kodierung. Verglichen mit dem üblichen Vorgehen wird hier im Anschluß an die Quantisierung zusätzlich eine besondere Form der ergänzenden Präkodierung durchgeführt. Diese erhöht die Kodiereffizienz in einem signifikanten Maße, hat gleichzeitig aber keinen Einfluß auf die Rekonstruktionsqualität des Bildes, da sie eine Form der verlustfrei operierenden statistischen Kodierung darstellt [49, 51].

Aus der Arbeitsweise der Waveletalgorithmen kann geschlossen werden, daß die Unterschiede der Rekonstruktionsqualität der Filter prinzipiell auf andere Waveletalgorithmen übertragbar sind, die mit einer uniformen, teilbandunabhängigen Quantisierung arbeiten [2, 84].

### **5.1.4 Filterselektion**

In der vorliegenden Studie wurden die Rekonstruktionsqualität und die mathematische Kompressionsleistung der Filter nur im Vergleich untereinander und nicht in Bezug auf Absolutwerte analysiert. Eine Optimierung der Kompressionsrate durch unterschiedliche

Filter wurde nicht untersucht. Die Byteanzahl der Ergebnisbilder diente ausschließlich zur Festlegung einer Dateizielgröße, um die Ausgangsanforderungen an die unterschiedlichen Filter identisch zu gestalten.

Kernfrage bei der Auswahl der Filter war ihre Komplexität und der entsprechende Einfluß auf die resultierende Bildqualität. Eine steigende Komplexität der Filter verlangt in der Regel gleichzeitig einen vermehrten Rechenaufwand, der sich in verlängerten Analyse- und Synthesezeiten manifestiert [2]. Hinweise auf die Komplexität der Filter können der Anzahl der Filterkoeffizienten entlehnt werden, die den Bezeichnungen der Filter üblicherweise beigeordnet sind. So gliedert sich für die ausgewählten Filter die Komplexität  $\text{bicdf } 5.3 < \text{bicdf } 9.7 < \text{bivil } 18.10 < \text{bicoif } 22.14$  [84].

Bei allen ausgewählten Filtern handelte es sich um symmetrische und damit notwendigerweise biorthogonale Filter. Symmetrische Filter erlauben eine Implementierung mit einem gegenüber asymmetrischen Filtern potentiell reduzierten Rechenaufwand. Im Randbereich von Bildern können Signalsprünge durch Spiegelung symmetrischer Filter verhindert werden [79]. Darüber hinaus fehlt asymmetrischen Filtern die lineare Phase, was zu einer Fehlerpotenzierung durch örtliche Verschiebung einzelner Approximationen und damit zu verstärkten Artefakten führt [14]. In der Regel handelt es sich bei allen im Multimediabereich etablierten Filtern um symmetrische Filterkerne.

Vorbedingung für die Selektion war, daß die gewählten Filter ihre praktische Eignung in Multimediaanwendungen bewiesen hatten. Darüber hinaus wurde Wert darauf gelegt, Filter zu selektieren, die für den neuen Multimedia-Kompressionsstandard JPEG 2000 ausgewählt worden sind oder in enger Auswahl gestanden haben. Dies trifft auf sämtliche für die Studie ausgewählten Filter zu [14, 36, 58, 86].



### **5.1.5 Prinzip der ROC-Analyse**

Der besondere Wert des Prinzips der Receiver-Operator-Characteristics-Analyse liegt in der besonderen Sensitivität für eine variierende visuelle Rezeption von Details im schwellenwertnahen Bereich. Besondere Bedeutung kommt in dieser Studie dem Umstand zu, daß für die Befunder keine zeitliche Limitierung der Bildansicht vorgegeben wurde, um eine Selektion von Details im weniger kritischen Bereich auszuschließen. Darüber hinaus mußten alle hinsichtlich der Existenz eines Details zu bewertenden Felder identifiziert werden, um eine eindeutige räumliche Zuordnung zu sichern.

Üblicherweise sieht die Theorie der ROC-Analytik den sensitivsten Bereich für Unterschiede der Beobachtungsleistung im Bereich von Flächen unter der Kurve um 75% vor. Ergebnisse in dieser Größenordnung konnten nur mit dem Phantom „Lungenherde“ erzielt werden. ROC-Werte im 90%-Bereich, wie sie für die anderen Phantome errechnet wurden, führen zu einer verminderten Sensitivität des statistischen Nachweises von Unterschieden der Flächen unter den Kurven [54, 80].

## 5.2 Ergebnisse

### 5.2.1 Filterbewertung

In der Literatur werden 3 Einflußgrößen als entscheidend für die Dekorrelations- und Rekonstruktionsleistung unterschiedlicher Filter genannt: *die Anzahl der verschwindenden Momente, die Stetigkeit und die Filterbreite* [2, 70, 71, 83, 84]. Es muß jedoch berücksichtigt werden, daß eine biorthogonale Filterbank mit 4 Funktionen assoziiert ist: jeweils eine Skalierungs- und eine Waveletfunktion für das Analyse- und das Synthesewavelet. Es ist daher nur eingeschränkt möglich, die Qualität des rekonstruierten Bildes auf die Filterform zurückzuführen [84].

Die *Anzahl verschwindender Momente* eines Filters korrespondiert mit der Überlappung der Übertragungsfunktionen des jeweiligen Hoch- und Tiefpassfilters. Je geringer die spektrale Überlappung der paarweise eingesetzten Hoch- und Tiefpassfilter ist, desto höher ist auch die Anzahl der verschwindenden Momente. Umgekehrt führt die zunehmende spektrale Überlappung der Hoch- und Tiefpassfilter zu verstärkten Alias-Effekten mit verminderter Rekonstruktionsqualität. Üblicherweise steigt mit der Anzahl der verschwindenden Momente die Länge der Impulsantworten der Filter.

Nachteil einer theoretisch erzielbaren unendlich großen Anzahl verschwindender Momente ist, daß die höhere Anzahl von Impulsantworten zu einer höheren Wahrscheinlichkeit oszillierenden Verhaltens des Analysewavelets mit dem Ausbilden von „Ringing“-Artefakten führt [84]. In der praktischen Anwendung nachteilig ist auch der Umstand, daß mit wachsender Komplexität der Filter die zu erbringende Rechenleistung steigt [2].

Für die in dieser Studie eingesetzten Filter ergibt sich folgende Anzahl verschwindender Momente von Analyse- und Synthesewavelet (M, N):

Bicdf 5.3: (2, 2)

Bicdf 9.7: (4, 4)

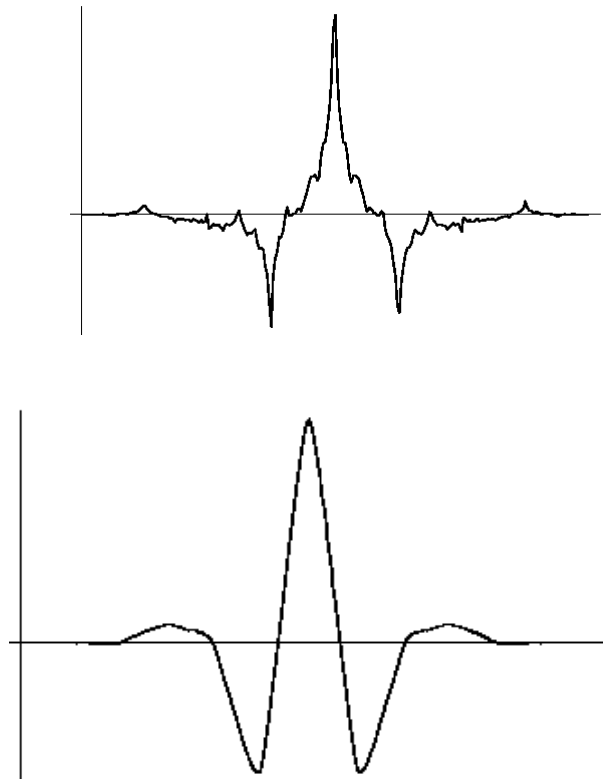
Bivil 18.10: (5, 9)

Bicoif 22.14: (5, 7)

Der Stellenwert der *Stetigkeit* eines Filters bezüglich der Rekonstruktionsleistung wird in der Literatur uneinheitlich diskutiert (Abb. 22). Villasenor et al. [84] weisen in einer vergleichenden mathematischen Analyse unterschiedlicher Filter einen deutlichen, positiven Einfluß hoher Stetigkeit auf die Rekonstruktionseigenschaften nach. Gleichzeitig dokumentieren sie jedoch auch ein ungünstiges Ergebnis für einen einzelnen Filter mit im Vergleich sehr hoher Stetigkeit. Rioul [70] demonstriert erhöhte PSNR-Werte bei Filtern mit höherer Stetigkeit, die gleichzeitig eine relativ geringe physikalische Breite aufweisen. Antonini et al. [2] weisen der Stetigkeit der Filter einen höheren Einfluß auf die Rekonstruktionsqualität als der Anzahl verschwindender Momente zu.

In der Theorie sind positive Effekte geringer Stetigkeit auf hochfrequente Information denkbar, wenn Singularitäten des Signals (z.B. Kanten) durch kurze Filter mit geringer Stetigkeit besser abgebildet werden. Gleichzeitig verstärkt eine geringe Stetigkeit des Analysewavelets Inhomogenitäten des Signals mit möglichen Artefakten insbesondere im niedrigfrequenten Bereich, wenn Quantisierungsfehler durch die Iterationen im Tiefpassbereich verstärkt abgebildet werden [48].

Als Hinweis auf die Stetigkeit verschiedener Filter kann die physikalische Breite bzw. synonym die Länge der Impulsantwort herangezogen werden. Damit korreliert eine



**Abb. 22:** Nicht skalierte, grafische Darstellung der Synthese-Waveletfunktionen  $\text{bicdf}_{5.3}$ (oben) und  $\text{bicdf}_{9.7}$  (unten) mit unterschiedlicher Stetigkeit

zunehmende Stetigkeit auch mit einer steigenden Anzahl verschwindender Momente.

Entsprechend ergab sich die Stetigkeit der eingesetzten Filter wie folgt:

bicdf 5.3 < bicdf 9.7 < bivil 18.10 < Bicoif 22.14.

Wie bereits erwähnt steht eine zunehmende physikalische *Filterbreite* in direktem Verhältnis zu ansteigender Stetigkeit oder einer steigenden Anzahl verschwindender Momente. Über diese additiven Effekte hinaus determiniert die physikalische Breite eines Filters eine verstärkte Neigung, Artefakte über einen breiteren Bereich abzubilden. Dieser Effekt betrifft in der Theorie vornehmlich Hochfrequenzinformation. Die Rangfolge der Breite der in dieser Studie eingesetzten Filter lautet:

bicdf 5.3 < bicdf 9.7 < bivil 18.10 < Bicoif 22.14.

#### *5.2.1.1 Visuelle Bewertung von Digitalen Radiographien*

##### *5.2.1.1.1 Niedrigfrequenzdetails*

Ein statistisch eindeutig signifikanter Einfluß der Auswahl unterschiedlicher Filter konnte insbesondere für die visuelle Detektion von Niedrigfrequenzdetails belegt werden. Es zeigte sich eine Bevorzugung des komplexeren Filters bivil 18.10, während sowohl der Filter mit der niedrigsten Komplexität wie jener mit der höchsten (bicdf 5.3 respektive bicoif 22.14) die mittleren Plätze belegten. Die hoch signifikant schlechtesten Ergebnisse zeigte der Standardfilter für das verlustbehaftete JPEG 2000 bicdf 9.7.

In der Theorie waren für die Rekonstruktion niedrigfrequenter Details Vorteile bei komplexeren Filtern zu erwarten. Ausschlaggebend sind die mit der zunehmenden Länge der Impulsantwort steigende Anzahl verschwindender Momente sowie die zunehmende

Stetigkeit der Wavelets [2, 70, 84]. In unserer Studie wurde mit dem signifikant besten Ergebnis von bivil 18.10, dem etwas schlechteren Ergebnis von bicoif 22.14 und dem hochsignifikant schlechtesten Ergebnis von bicdf 9.7 diese Erwartung erfüllt. Mit den genannten Mechanismen nicht erklärbar ist das überraschend gute Ergebnis der visuellen Bewertung von bicdf 5.3, das die Leistung des komplexeren bicdf 22.14 (wenn auch ohne Erreichen des statistischen Signifikanzniveaus) übersteigt. Im Vergleich der Filter zeigt bicdf 5.3 die geringste physikalische Breite mit gleichzeitig der geringsten Anzahl verschwindender Momente und der geringsten Stetigkeit. Für beide letztgenannten Faktoren sind physikalisch Nachteile im Niederfrequenzbereich zu vermuten. Eine Erklärung dieses Ergebnisses fanden wir nicht, obwohl auch Villasenor et al. [84] bei Analysen der Stetigkeit von Filtern eine einzelne, das angenommene Ergebnis im negativen Sinne unerklärlich konterkarrierende Rekonstruktionsleistung eines besonders stetigen Filters fanden.

Wie beschrieben zeigte der Filter mit der geringsten Komplexität bicdf 5.3 gegenüber dem Filter mit der größten Komplexität bicoif 22.14 ein das statistische Signifikanzniveau verfehlendes besseres Ergebnis. Wie sich aus der Überschneidung der ROC-Kurven ablesen läßt, war für den Filter bicoif 22.14 gegenüber bicdf 5.3 die Anzahl richtig positiver Befunde leicht erhöht, gleichzeitig die Rate richtig negativer deutlich erniedrigt. Es ist denkbar, daß eine geringere Stetigkeit in Verbindung mit einer höheren Anzahl verschwindender Momente zu einer Überdeckung niedrigfrequenter Details bei gleichzeitig Vermeidung falsch positiver Befunde führt.

#### 5.2.1.1.2 Gemischt hoch- und niedrigfrequente Details

Für die Erkennbarkeit von Details mit gemischt hoch- und niedrigfrequenter Information

war eine Paarbildung der beiden besser platzierten niedrig komplexen gegenüber den hochkomplexen Filtern zu beobachten. Diese Beobachtung deckt sich weitestgehend mit den Ergebnissen, die für das Hochfrequenzphantom ermittelt wurden. Die Deckungsgleichheit der errechneten Kurvenverläufe für beide Phantome erstreckt sich auch auf die Kreuzung der Kurven von bicdf 5.3 und 9.7. Es ergab sich eine höhere Rate richtig positiver Befunde des Filters 9.7 bei gleichzeitig vermehrt falsch negativen im Vergleich mit bicdf 5.3. Es ist daher anzunehmen, daß für die Detektion der eine interstitielle Pneumonie simulierenden Details des Phantoms vorwiegend hochfrequente Information ausschlaggebend war.

In der statistischen Analyse konnten für die Unterschiede zwischen den Filtern nur Trends festgestellt werden. Offensichtlich generierten kürzere Filter mit geringer Stetigkeit eine bessere Rekonstruktion der hochfrequenten Signale. Darüber hinaus ist davon auszugehen, daß die zunehmende Filterbreite ( $5.3 < 9.7 < 18.10 < 22.14$ ) mit Verzerrung hochfrequenter Informationen negativen Einfluß auf die in gleichem Maße abnehmenden Flächen unter den Kurven hatte. Die zunehmende Anzahl verschwindender Momente eines Filters kompensierte diese negativen Effekte offensichtlich nicht.

#### 5.2.1.1.3 Hochfrequenzdetails

Wie im vorhergehenden Absatz bereits beschrieben (Kapitel 5.2.1.1.2) fand sich für das Phantom mit Simulation von Hochfrequenzdetails ähnlich wie für das Phantom „Interstitielle Pneumonie“ eine Paarbildung der niedrigen gegenüber den höher komplexen Filtern. Die angenommene Erklärung für die Vorteile weniger komplexer Filter bei hochfrequenter Information wurde gleichfalls benannt.

Für Hochfrequenzdetails konnten nur Trends, jedoch keine statistischen Signifikanzen der

Unterschiede in den ROC-Kurven ermittelt werden. Anteil daran hat der Umstand, daß eine nur mäßige Schwellenwertnähe der zu erkennenden Details Flächen unter der Kurve in weniger sensitiven Bereichen über 0,9 ergaben, so daß minimale Unterschiede der Detailrezeption möglicherweise statistisch nicht erfaßt werden konnten. Darüber hinaus ist anzunehmen, daß die Auswahl geeigneter Filter in stärkerem Maße Tiefpassinformation beeinflusst. Durch die höhere Anzahl von Iterationsstufen werden Quantisierungsfehler im Tiefpassbereich verstärkt abgebildet.

#### *5.2.1.2 Visuelle Bewertung von Computertomographien*

##### *5.2.1.2.1 Niedrigfrequenzdetails*

Für die Niedrigfrequenzdetails, die Raumforderungen in Computertomographien simulieren sollten, wurden entgegen den Ergebnissen des Niedrigfrequenzphantoms „Lungenrundherde“ keine statistisch signifikanten Unterschiede der ROC-Kurven gefunden. Gegenüber dem DR-Phantom „Lungenrundherde“ lagen die ROC-Kurven des Phantoms „CT-Raumforderungen“ im weniger sensitiven Bereich über 0.9 Fläche unter der Kurve, was den statistischen Nachweis signifikanter Unterschieden erschwerte. Die Rangfolge der einzelnen Filter für das CT-Niedrigfrequenzphantom ähnelte der Rangfolge derselben Filter für das Niedrigfrequenzphantom der Digitalen Radiographie. Der für das Phantom „Lungenrundherde“ gezeigte Trend zu Vorteilen des wenig komplexen Filters bicdf 5.3 gegenüber dem komplexeren bicoif 22.14 fand sich für das CT Phantom nicht.

Eine Ursache der weitgehend gleichsinnigen Ergebnisse lag darin, daß sich die Bildeigenschaften der Computertomographien nur in den Primärdaten von den Digitalen Radiographien wesentlich unterschieden. Für die ROC-Analyse der Computertomographien spielte das üblicherweise hohe Bildrauschen im Vergleich zu



Digitalen Radiographien keine Rolle, da durch die Weichteilfensterung der rekonstruierten Bilder der Rauschanteil der Bilder größtenteils entfernt wurde. Unterschiedliche Eigenschaften der Filter für die Dekorrelierung von Computertomographien gegenüber Digitalen Radiographien kamen daher über die Qualität rekonstruierter Bilder nicht zur Geltung. Die niedrigere Bildmatrix von Computertomographien war für die Detektion von Niedrigfrequenzdetails unerheblich.

### **5.2.2 PSNR zur mathematischen Bewertung der Kompressionsqualität**

Bei Betrachtung der Phantome zur Beurteilung niedrigfrequenter Details („Lungenrundherde“, „CT-Raumforderungen“) fällt auf, daß sich die Ergebnisse der medizinischen ROC-Analyse und die der mathematischen PSNR-Berechnung sehr gegensätzlich verhielten. Der JPEG 2000 Standardfilter für verlustbehaftete Kompression bicdf 9.7 erreichte im Vergleich mit den konkurrierenden Filtern den besten PSNR-Wert, gleichzeitig jedoch das hoch signifikant schlechteste Ergebnis der medizinischen Bewertung. Offensichtlich bestand eine Divergenz zwischen der mathematisch effizientesten Kompression mit hoher PSNR nach Rekonstruktion gegenüber der Erkennbarkeit niedrigfrequenter Details in der ROC-Analyse. Ursache hierfür war der Umstand, das in der PSNR auch die Rekonstruktion des Bildrauschens Würdigung findet. Im medizinischen Sinne jedoch ist die Eigenschaft der Waveletfilter, über die Frequenzverarbeitung eine Rauschminimierung herbeizuführen, von Vorteil für die Detektion von durch das Rauschen kaschierter, niedrigfrequenter Bildinformation. Die Vorteile der kontrastverstärkenden Eigenschaften von Wavelets im schwellenwertnahen Bereich bei niedrigfrequenten Bildinformationen wurde bereits in der Vorstudie bewiesen (Kapitel 2.4). Zusätzlich gestützt wird diese These durch den Umstand, daß die Divergenz zwischen PSNR- und ROC-Ergebnissen für hochfrequente Details weniger deutlich

wurde: hier war die Rekonstruktion der hochfrequenten Detailinformation gleichsinnig zur Rekonstruktion des Bildrauschens gefordert. Zusammenfassend kann formuliert werden, daß die Verwendung der PSNR für die Bewertung der Effektivität einer verlustbehafteten Bildkompression medizinischen Kriterien offensichtlich nur unzureichend berücksichtigt.

### 5.3 Synopsis der wichtigsten Ergebnisse

Die Optimierung eines Waveletalgorithmus zur verlustbehafteten Kompression durch die Filterselektion ist dann sinnvoll, wenn sie von der Frequenz der entscheidenden Bildinformation abhängig gemacht wird. Signifikante Unterschiede der Rekonstruktionsqualität der Filter wurden nur für niedrigfrequente Details beobachtet; bei hochfrequenten Details ist durch eine Modifikation im Rahmen der getesteten Filter keine wesentliche Verbesserung zu erwarten. Im Einzelnen zeigte der Filter bicdf 5.3 (Standard-Filter für die verlustlose, qualitätsskalierbare Codierung in JPEG-2000, damit auch für verlustbehaftete Kodierung einsetzbar) gegenüber bicdf 9.7 (Standard-Filter für verlustbehaftetes JPEG 2000) bessere mittlere Eigenschaften für niedrig- und hochfrequente Information. Komplexe Filter wie bivil 18.10 oder bicoif 22.14 erwiesen sich bei niedrig-frequenter Information als wertvoll mit gleichzeitig Nachteilen im Hochfrequenzbereich.

Eine Optimierung der Filter in Abhängigkeit von den unterschiedlichen bildgebenden Modalitäten erscheint nicht sinnvoll. Angenommene Vorteile rauschunterdrückender Filter beispielsweise für computertomographische Bilder kommen durch Fensterung und den daraus resultierenden Fortfall wesentlicher Rauschkomponenten nicht zum Tragen. Nicht unmittelbar beurteilt wurden in dieser Studie die Effekte der Filter auf die Kompressionseffizienz.

Die in der Bildverarbeitung aufgrund der einfachen mathematischen Anwendbarkeit üblicherweise verwendete Größe PSNR zur Beurteilung der Rekonstruktionsqualität ist nach medizinischen Kriterien nicht valide, da auch die Rekonstruktion des Bildrauschens eingeht. Für die medizinische Beurteilung der Bilddaten ist jedoch die verbesserte

Detektion niedrigfrequenter Details durch die Verminderung des Bildrauschens im schwellenwertnahen Bereich von hoher Wichtigkeit.

## 6 Literatur

1. Aberle DR, Gleeson F, Sayre JW, et al.: The effect of irreversible image compression on diagnostic accuracy in thoracic imaging. *Invest Radiol* 28 (1993) 398-403
2. Antonini M, Barlaud M, Mathieu P, Daubechies I: Image coding using Wavelet transform. *IEEE Transactions on Image Processing* 1 (1992) 205-219
3. Balter S: Fundamental properties of digital images. *Radiographics* 13 (1993) 129-41
4. Barnes JE: Characteristics and control of contrast in CT. *Radiographics* 12 (1992) 825-37
5. Barnsley MF, Hured LP: *Fraktale Bildkompression*, Verlag Vieweg 1995
6. Berghorn W, Boskamp T, Schönfeld S, Stark HG: Winzig mit Wavelets. Aktuelle Verfahren zur Bilddatenkompression. *c't* 26 (1999) 186-190
7. Berners-Lee T, Cailliau R, Luotonen A, Frystyk H, Nielsen N, Secret A: The World-Wide-Web. *Communications of the ACM* 37 (1994) 230-237
8. Bertuch M: Die Grafikkarte: Ursache unscharfer Monitorbilder. *c't Magazin für Computer und Technik* 9 (1996) 272-278
9. Bischoff R, Boskamp T, Dicken V, Maass P, Peters H, Stark HG. Image data compression with Wavelet methods. In: Hoffmann KH, Jager W, Lohmann T, Schunck H, ed. *Mathematik: Schlüsseltechnologie der Zukunft, Verbundprojekte zwischen Universität und Industrie*. Springer, Berlin 1997; 36-47
10. Blume H, Roehrig H, Ji TL: High-Resolution, High-Brightness CRT Display Systems:

Up-Date on State of the Art. SID 94 Digest (1994) 219-222

11. Bocker P: ISDN – Das dienstintegrierte digitale Nachrichtennetz. Konzept, Verfahren, Systeme. Springer, Berlin 1987
12. Busch HP: Digital radiography for clinical applications. Eur Radiol 7(1997) 66-72
13. Busch HP: Digital projection radiography. Technical bases. Imaging quality and usefulness. Radiologe 8 (1999) 710-24
14. Cohen A, Daubechies I, Feauveau JC: Biorthogonal bases of compactly supported wavelets. Comm Pure Appl Math 45 (1992) 485-560
15. Cook LT, Insana MF, McFadden MA, et al.: Contrast-detail analysis of image degradation due to lossy image compression. Med Phys 22 (1995) 715-723
16. Creusere CD: A new method of robust image compression based on embedded zerotree wavelet algorithm. IEEE Trans Imag Proc 6 (1997) 1436-1442
17. Erickson BJ, Manduca A, Persons KR, et al.: Evaluation of irreversible compression of digitized posterior-anterior chest radiographs. J Digit Imaging 10 (1997) 97-102
18. Eschenburg A: Lesen im Kaffeesatz: ein Java-Programm hilft beim Monitortest. c't Magazin für Computer und Technik 11(1997) 270
19. Esprit-Pica: Adaptive Discrete Cosine Transform Coding Scheme for Still Image Communication on ISDN. ISO/IEC JTC1/SC2/WG8 N502 Rev.1, 1987
20. Fisher Y, Rogovin D, Shen TP: A comparison of Fractal methods with DCT and Wavelets. Proc of SPIE 2304 (1994) 132-143

21. Fisher Y (Hrsg): Fractal image compression. Springer, New York 1995
22. Fisher Y (Hrsg): Fractal compression: Theory and application to digital images. Springer, New York 1994
23. Gillespy T 3rd, Rowberg AH: Displaying radiologic images on personal computers: image storage and compression Part 2. J Digit Imaging 7 (1994) 1-12
24. Goldberg MA, Pivovarov M, Mayo-Smith WW, et al: Application of wavelet compression to digitized radiographs. Am J Roentgenol 163 (1994) 463-468
25. Goldberg MA, Sharif HS, Rosenthal DI, Black Schaffer S, Flotte TJ, Colvin RB, Thrall JH: Making global telemedicine practical and affordable: demonstrations from the Middle East. Am J Roentgenol 163 (1994) 1495-1500
26. Graps A: An introduction to wavelets. IEEE Computational Sciences Engineering 2 (1995) 50-61
27. Gray RM: Vector quantization. IEEE ASSP Magazine 1 (1984) 4-29
28. Gurvich V: Test phantom for information systems and methods of its use. Israel patent no. 109063
29. Gurvich V, Wolf M: Ein Phantom zur Ermittlung der diagnostisch erforderlichen Bilddosis in der Radiologie. In: Schmidt T, Stieve FE (Hrsg): Digitale Bildgebung in der diagnostischen Radiologie, Bildqualität-Strahlenexposition. H.Hoffmann Verlag, Berlin 1996
30. Haar A: Zur Theorie der orthogonalen Funktionen Systeme. Math Ann 69 (1910) 331-371

31. Huffman D: A method for the construction of minimum redundancy codes. Proc of the IRE 40 (1952) 1098-1101
  
32. Ikezoe J, Kohno N, Kido S, Takeuchi N, Johkoh T, Arisawa J, Kozuka T:  
Interpretation of subtle interstitial chest abnormalities: conventional radiography versus high-resolution storage phosphor radiography-a preliminary study. J Digit Imaging 8 (1995) 31-6
  
33. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU): Quality of the Observed Image. In: ICRU Report 54: Medical Imaging - the Assessment of Image Quality. ICRU Publications, Bethesda 1995
  
34. Irfan View 32 Bit Version 3.05 by Skiljan I, Technische Universität Wien 1999
  
35. Ishigaki T, Sakuma S, Ikeda M, et al.: Clinical evaluation of irreversible image compression: analysis of chest imaging with computed radiography. Radiology 175 (1990) 739-743
  
36. ISO/IEC JTC 1/SC 29/WG 1: JPEG 2000 Verification model version 3.0 (A), Document N 1134, 1998
  
37. ISO/IEC JTC 1/SC 29/WG 1: Coding of Still Pictures, Call for Contributions for JPEG 2000 Image Coding System, Document 505, 1997
  
38. Jacquin A: Image coding based on a Fractal theory of Iterated Contractive Image Transformations. IEEE Trans Image Proc 1 (1992) 18-30
  
39. Jonsson A, Laurin S, Karner G, et al.: Spatial resolution requirements in digital radiography of scaphoid fractures. An ROC analysis. Acta Radiol 37 (1996) 555-560



40. Kuhlmann U, Labusga S: LCD Kaleidoskop. 41 Flachbildschirme mit XGA Auflösung. c't Magazin für Computer und Technik 17 (1999) 114-126
41. Kundel HL, Nodin CF: Interpreting chest radiographs without visual search. Radiology 116 (1975) 527-532
42. Kundel HL, Revesz G, Toto L: Contrast gradient and the detection of lung nodules. Invest Radiol 14 (1979) 18-22
43. Kundel HL, Nodine CF, Thickman D, Carmody D, Toto L: Nodule detection with and without a chest image. Invest Radiol 20 (1985) 94-9
44. Maass P, Stark HG: Wavelets and digital image processing. Surv Math Ind 4 (1994) 195-235
45. MacMahon H, Vyborny C, Metz CE: Digital radiography of subtle pulmonary abnormalities: an ROC study of the effect of pixel size on observer performance. Radiology 158 (1986) 21-26
46. MacMahon H, Doi K, Sanada S.: Data compression: Effect on Diagnostic Accuracy in Digital Chest Radiography. Radiology 178 (1991) 175-179
47. Maldjian JA, Liu WC, Hirschorn D, Murthy R, Semanczuk W: Wavelet transform-based image compression for transmission of MR data. Am J Roentgenol 169 (1997) 23-26
48. Mallat S: A wavelet tour of signal processing. Academic press, San Diego 1998.
49. Marpe D, Cycon HL: Efficient Pre-Coding Techniques for Wavelet-Based Image Compression. Proc. Picture Coding Symposium, Berlin 1997, 45-50

50. Marpe D: A Layered Approach to the Integration of Lossy and Lossless Image Compression, Proc. Picture Coding Symposium, Portland 1999; 141-145
51. Marpe D, Rieke J, Maass P: A Two layered Wavelet-based Algorithm for efficient lossless and lossy Image Compression. IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology (2000) (im Druck)
52. McConnell J: Internetworking Computer Systems. Interconnecting Networks and Systems. Prentice-Hall Intern. Ed., Englewood Cliffs 1988
53. Metz CE: Basic principles of ROC analysis. Seminars Nucl Med 8 (1978) 283-98
54. Metz CE: Some practical issues of experimental design and data analysis in radiological ROC studies. Invest Radiol 24 (1989) 234-245
55. Meyer-Ebrecht D: Netzwerke für die Bildkommunikation. Gegenwärtiger Stand. Radiologe 34 (1994) 309-16
56. Persons K, Palisson P, Manduca A, Erickson BJ, Savcenko V: An analytical look at the effects of compression on medical images. J Digit Imaging 10 (1997) 60-66
57. Prokop M, Schaefer Prokop CM: Digital image processing. Eur Radiol 7 (1997) S73-S82
58. Ramchandran K, Vetterli M: Best Wavelet Packet Bases in Rate Distorsion Sense. IEEE Transactions on Signal Proc 40 (1993) 232-236
59. Rieke J, Bartelink H: Telemedicine and its Impact on Cancer Management. Eur J Oncology 36 (2000) 826-833

60. Ricke J, Felix R: G8 Oncology Network: Ein Konzept zur Kommunikation zwischen Krebszentren. Deutsche Gesellschaft für Chirurgie, Kongreßband (1999) 741-742
61. Ricke J, Kleinholz L, Hosten N, et al.: Teleradiologie: Einsatz eines Multimedia-PC für den Zugriff auf elektronische Patientenakten und Telekonsultationen. Fortschr Röntgenstr 165 (1996) 188-91
62. Ricke J, Kleinholz L, Hosten N, et al.: Telemedicine in rural areas. Experience with medical desktop-conferencing via satellite. J of Telemedicine and Telecare 1 (1995) 224-8
63. Ricke J, Lopez Hänninen E, Zielinski C, et al.: Shortcomings of low cost imaging systems for viewing computed radiographs. Comp Med Imag Graphics 24 (2000) 25-32
64. Ricke J, Maass P, Lopez Hänninen E, et al.: Wavelet versus JPEG (Joint Photographic Expert Group) and fractal compression. Impact on the detection of low-contrast details in computed radiographs. Invest Radiol 33 (1998) 456-63.
65. Ricke J, van der Donk E, Wolf M, et al.: Die „Zweite Meinung“ OnLine über das Internet: Bericht über die Implementierung und Analyse der Befundungssicherheit von Schnittbildern. Akt Radiol 7 (1997) 50-55
66. Ricke J, Vogl TJ, Bergh B: Berlin clinic facilitates electronic patient record. Converging Worlds of Healthcare Information and Imaging Suppl Diagnostic Imaging (1997) CW 15-16
67. Ricke J, Wolf M, Hosten N, et al.: Wie sicher ist die teleradiologische Ferndiagnose für Schnittbildverfahren? Fortschr Röntgenstr 166 (1997) 243-247

68. Ricke J, Wolf M, Zielinski C, et al.: Vergleichende Befundung von digitalen Thorax-Bildern und digitalen Aufnahmen eines statistischen Phantoms als Filmkopie, an einer radiologischen Workstation und einem PC. *Fortschr Röntgenstr* 168 (1998): 264-9
69. Ricke J, Wolf M, Zielinski C: Digital Radiology: ROC-Analysis of diagnostic accuracy in reviewing thorax images of digital luminescence radiography on film, medical workstation or standard PC. In: Lemke H, Inamura K, Vannier M (Hrsg): *Proc of CAR*. Elsevier Publishers, Amsterdam 1997; 82-86
70. Rioul O: On the choice of wavelet filters for still image compression. *Proc Acoust Speech Signal* 5 (1993) 550-553
71. Rioul O: Simple regularity criteria for subdivision schemes. *Siam J Math Anal* 23 (1992) 1544-1576
72. Rocfit IBM Version 1.2 by Metz CE, Chicago 1996
73. Rockette HE, King JL, Medina JL: Imaging systems evaluation: effect of subtle cases on the design and analysis of receiver operating characteristic studies. *Am J Roentgenol* 165 (1995) 679-683
74. Roehrig R, Dallas W, Ji TL, et al.: Physical evaluation of CRT's for use in digital Radiology. *Proc SPIE Vol. 1091* (1989) 262-278
75. Rose A: *Vision: Human and electronic*. Plenum Press, New York 1973; 21-23
76. Shannon CE: A mathematical theory of Communication. *Bell system technical journal* 27 (1948) 112
77. Shapiro JM: Embedded image coding using zerotrees of wavelet coefficients.

- IEEE Transactions on Signal Proc 41 (1993) 3445-3462
78. Simoncelli EP, Freeman WT, Adelson EH, Heeger DJ: Shiftable multiscale transforms. IEEE Transactions on Information Theory 38 (1992) 587-607
79. Strutz T: Untersuchungen zur skalierbaren Kompression von Bildsequenzen bei niedrigen Bitraten unter Verwendung der Wavelet-Transformation. Dissertation, Institut für Nachrichtentechnik und Informationselektronik, Universität Rostock. Shaker Verlag, Aachen 1998
80. Swets J, Pickett R: Evaluation of diagnostic systems. Academic Press, New York 1982
81. Tsai MJ, Villasenor J, Chen F: Stack-run image coding. IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology, 6 (1996) 519-521
82. Vetterli M, Herley C: Wavelets and filter banks. Theory and design. IEEE Transactions on Image Processing 40 (1992) 2207-2232
83. Vetterli M, Kovacevic J: Wavelets and Subband Coding. Prentice Hall Intern. Ed, Englewood Cliffs 1995; 399-413
84. Villasenor JD, Belzer B, Liao J: Wavelet Filter Evaluation for Image Compression. IEEE Transactions on Image Processing 4 (1995) 1053-1060
85. Wallace GK: The JPEG still compression standard. Com ACM 34 (1991) 30-44
86. Wei D, Pai HT, Bovik AC: Antisymmetric Bioorthogonal Coiflets for Image Coding. Vorabdruck (1998)
87. Witten ICH, Neal RM, Cleary JG: Arithmetic coding for data compression.

Communications of the ACM 30 (1987) 520-540

88. Wolf M: Amplitude quantization requirements for digital imaging. In: Lemke HU, Inamura K, Jaffe CC, Vannier MW (Hrsg): Proc CAR. Springer, Berlin 1995
89. Wolf M, Ricke J, Gurvich V, Hidajat N, Felix R: Accuracy of specification of dose reference values and detail detectability by a statistical phantom. Radiation Protection Dosimetry 80 (1998) 317-320
90. Yaffe MJ, Rowlands JA: X-ray detectors for digital radiography. Phys Med Biol 42 (1997) 1-39.